



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECH

Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

TRABAJO FINAL DE GRADO

VALIDACIÓN DE LA REFRACCIÓN SUBJETIVA VIRTUAL REALIZADA A PARTIR DE ABERROMETRÍA

MARÍA VICTORIA COLLADOS COLLADOS

NÚRIA TOMAS COROMINAS
JORGE ARES GARCÍA

Enero 2020



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

VALIDACIÓN DE LA REFRACCIÓN SUBJETIVA VIRTUAL REALIZADA A PARTIR DE ABERROMETRÍA

RESUMEN

En este trabajo se estudia la validez de tres métodos de refracción monocular basados en aberrometría mediante la comparación de los resultados de refracción obtenidos con cada uno de ellos con la refracción subjetiva monocular en una muestra de 34 sujetos.

El método de refracción virtual (método subjetivo) no presenta diferencias estadísticamente significativas respecto a la refracción objetiva para ninguna de las componentes (M, J_0 y J_{45}). El método de refracción guiada por métrica (método objetivo) presenta diferencias estadísticamente significativas y clínicamente significativas ($\geq 0.25D$) en la componente M. El método de refracción a partir de los coeficientes de Zernike (método objetivo) presenta diferencias estadísticamente significativas en la componente M y J_0 , aunque esta diferencia solo es clínicamente significativa para la componente M. En ambos métodos objetivos el valor de M obtenido es más negativo que en la refracción subjetiva. Los límites de acuerdo obtenidos para los tres métodos son de aproximadamente $\pm 1D$ para M y $\pm 0.5D$ para J_0 y J_{45} .

Se ha estudiado el grado de aceptación de cada una de las refracciones por parte de los sujetos, encontrando que las refracciones más aceptadas son las objetivas, seguidas de la refracción subjetiva y de la virtual.

**GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA****VALIDACIÓ DE LA REFRACCIÓ SUBJECTIVA VIRTUAL
REALITZADA A PARTIR DE ABERROMETRIA****RESUM**

En aquest treball s'estudia la validesa de tres mètodes de refracció monocular basats en aberrometria mitjançant la comparació dels resultats de refracció obtinguts amb cadascun d'ells, amb la refracció subjectiva monocular en una mostra de 34 subjectes.

El mètode de refracció virtual (mètode subjectiu) no presenta diferències estadísticament significatives respecte la refracció objectiva per cap de les components (M , J_0 i J_{45}). El mètode de refracció guiada per mètrica (mètode objectiu) presenta diferències estadísticament significatives i clínicament significatives ($\geq 0.25D$) en la component M . El mètode de refracció a partir dels coeficients de Zernike (mètode objectiu) presenta diferències estadísticament significatives en la component M i J_0 , encara que aquesta diferència només és clínicament significativa per a la component M . En tots dos mètodes objectius el valor de M obtingut és més negatiu que en la refracció subjectiva. Els límits d'acord obtinguts per als tres mètodes són d'aproximadament $\pm 1D$ per M i $\pm 0.5D$ per J_0 i J_{45} .

S'ha estudiat el grau d'acceptació de cadascuna de les refraccions per part dels pacients, trobant que les refraccions més acceptades són les objectives, seguides de la refracció subjectiva i de la virtual.



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

VALIDITY OF VIRTUAL SUBJECTIVE REFRACTION BASED ON ABERROMETRY DATA

SUMMARY

The validity of three methods of monocular refraction based in aberrometry data is studied, comparing the results obtained for 34 subjects with the result of conventional subjective refraction.

No statistically significant differences were found between virtual refraction (subjective method) and conventional subjective refraction in any component (M, J_0 and J_{45}). Regarding the other two objective methods (metric-guided refraction and objective refraction calculated from Zernike coefficients), statistically and clinically significant differences ($\geq 0.25D$) were found between these methods and conventional subjective refraction in the component M. In both cases, objective refraction was more myopic than subjective refraction. In addition, objective refraction calculated from Zernike coefficients presents statistically significant differences in component J_0 . All three methods showed similar limits of agreement, around $\pm 1.00D$ in M and $\pm 0.5D$ in J_0 and J_{45} .

Regarding the visual comfort obtained by the subjects with each refraction, objective and metric-guided refractions are the most valued corrections, followed by subjective refraction and virtual refraction.



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECH

Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

TRABAJO FINAL DE GRADO

VALIDACIÓN DE LA REFRACCIÓN SUBJETIVA VIRTUAL REALIZADA A PARTIR DE ABERROMETRÍA

MARÍA VICTORIA COLLADOS COLLADOS

NÚRIA TOMAS COROMINAS
JORGE ARES GARCÍA

Enero 2020

ÍNDICE MEMORIA

1. Introducción.....	1
1.1 Refracción subjetiva.....	1
1.2 Refracción objetiva.....	4
1.3 Métodos objetivos basados en frente de onda.....	6
1.3.1 Aberración de frente de onda.....	6
1.3.2 Aberrometría ocular.....	10
1.3.3 Refracción objetiva a partir de la aberración de onda.....	12
1.3.4 Refracción objetiva a partir de la métrica visual.....	14
1.3.4.1 Cálculo de la métrica VSOTF.....	15
1.4 Otros métodos de refracción subjetiva.....	17
1.5 Simulador de refracción subjetiva.....	19
1.5.1 Funcionamiento del simulador.....	20
1.5.1.1 Cálculo de la PSF.....	21
1.5.1.2 Cálculo de la imagen paraxial.....	23
1.5.2 Interfaz del simulador.....	24
1.5.3 Repetibilidad y reproducibilidad de la refracción virtual.....	27
2. Objetivos.....	28
3. Metodología.....	29
3.1 Cálculo del tamaño de la muestra y selección de sujetos.....	29
3.2 Metodología para la consecución del objetivo 1.....	30
3.2.1 Medida de la refracción subjetiva monocular y la aberrometría.....	30
3.2.2 Obtención de la refracción virtual con el simulador.....	31
3.2.3 Análisis estadístico de los resultados de refracción subjetiva y refracción virtual.....	33
3.3 Metodología para la consecución del objetivo 2.....	34
3.3.1 Refracción objetiva a partir de los coeficientes de Zernike	34
3.3.2 Refracción guiada por métrica.....	35
3.3.3 Análisis estadístico de los resultados de refracción objetiva y refracción guiada por métrica.....	36

3.4	Metodología para la consecución del objetivo 3.....	37
3.4.1	Protocolo de medida de AV y elección de la mejor corrección.....	38
3.4.2	Análisis estadístico del grado de aceptación de las correcciones....	38
4.	Resultados.....	39
4.1	Comparación entre la refracción subjetiva y la refracción virtual.....	39
4.2	Comparación entre la refracción subjetiva y la refracción guiada por métrica.....	41
4.3	Comparación entre la refracción subjetiva y la refracción objetiva a partir de los coeficientes de Zernike	43
4.4	Resultados de aceptación de las diferentes refracciones por parte de los sujetos.....	45
5.	Discusión.....	48
5.1	Comparación de los resultados obtenidos con cada uno de los tres métodos y la refracción subjetiva.....	48
5.2	Factores que pueden influir en las diferencias encontradas entre métodos...	49
5.3	Aceptación de las diferentes refracciones por parte de los sujetos.....	51
5.4	Comparación de imágenes retinianas para diferentes casos.....	53
6.	Conclusiones.....	58
7.	Bibliografía.....	60

1. Introducción

La refracción es el proceso mediante el cual se cuantifica el error refractivo de un ojo amétrope proporcionando la lente esferocilíndrica que optimiza la calidad visual del sujeto. Cuando se desarrolla un nuevo método de refracción se ha de determinar su validez, así como su repetibilidad y reproducibilidad.

La validez de un método indica cómo de cerca está la magnitud medida de su valor real. Para determinar la validez se necesita definir un método estándar que nos proporcione un valor real de la magnitud. En el caso de la refracción, la refracción subjetiva se considera el método gold-standar (Goss 1996). Por tanto, para validar un nuevo método de refracción, sus resultados se han de comparar con los obtenidos en la refracción subjetiva.

La repetibilidad de un método da cuenta de la dispersión de los valores obtenidos cuando se realizan varias medidas de una magnitud. Si la magnitud a medir es la refracción, se suele hablar de repetibilidad intraexaminador, que cuantifica la dispersión de la refracción de un sujeto cuando el mismo examinador realiza varias medidas, y de repetibilidad interexaminador o reproducibilidad, que da cuenta de la dispersión de valores obtenidos en la refracción con el mismo método, pero realizado por examinadores diferentes.

A lo largo de la introducción se revisa la validez, repetibilidad y reproducibilidad de diferentes métodos de refracción objetivos y de la refracción subjetiva. Asimismo, se explica el método de refracción virtual y otros conceptos que se utilizarán a lo largo de este trabajo, como la aberrometría ocular o la métrica visual.

1.1 Refracción subjetiva

El protocolo estándar de refracción subjetiva monocular busca la lente más positiva que da el valor máximo de agudeza visual (AV) [Benjamin 2006]. Se parte de una situación en la que el ojo a refraccionar está miopizado y se reduce, durante el proceso, el valor de esfera positivo hasta alcanzar el valor máximo de AV, procurando no activar la acomodación. Para encontrar la componente cilíndrica se parte de una corrección parcial, obtenida bien a partir de algún método objetivo (retinoscopia o autorrefractómetro) o bien a partir del test de la esfera horaria [Kaufman 1980]. Para el afinamiento tanto del eje como de la potencia cilíndrica el método más utilizado es el de los cilindros cruzados de Jackson (CCJ) [Furlan 2000]. Tras la refracción subjetiva monocular se realiza el equilibrio biocular y binocular para afinar el resultado de la refracción teniendo en cuenta

el trabajo conjunto de ambos ojos. Variaciones en el protocolo de refracción subjetiva pueden dar lugar a diferencias significativas en los resultados [León 2011].

La principal ventaja del método de refracción subjetiva es que tiene en cuenta la percepción del sujeto, ya que el resultado se basa en sus respuestas a cada uno de los tests. Sin embargo, esta interacción examinador-sujeto es también una desventaja, dado que a veces no es posible una buena comunicación entre ambos. El resultado obtenido en la refracción subjetiva depende de la personalidad del sujeto, de su capacidad de observación y atención o de la presencia de situaciones de estrés. También de aspectos fisiológicos, como la inestabilidad de la película lagrimal o la presencia de miodesopsias, que pueden confundir al sujeto y dar lugar a respuestas confusas a lo largo del proceso [Grein 2014].

Es importante el tipo de preguntas que el examinador realice y que las explicaciones que dé al sujeto para la realización de cada uno de los tests sean adecuadas, sobre todo en los tests más complejos como el de los CCJ.

Se ha observado dependencia de la refracción subjetiva con el tamaño de la pupila, encontrando además que esta dependencia es diferente en condiciones escotópicas que en condiciones fotópicas debido a factores neurales [Koomen 1951, Charman 1978]. La dependencia con el tamaño pupilar se relaciona con la presencia de aberraciones de alto orden [Collins 2002], en concreto con la aberración esférica [Bradley 2014, López-Gil 2012]. Por otra parte, pupilas pequeñas dan lugar a una mayor profundidad de foco [Grein 2014] y, por tanto, a mayor dispersión en los resultados.

Existen estudios sobre la influencia del tipo de optotipo utilizado en los resultados de la refracción subjetiva [Leube 2018, Benjamin 2006]. Los más utilizados son las líneas de letras, y en el caso de los CCJ, el más recomendado por su simetría es un conjunto de puntos negros sobre fondo blanco [Pascal 1950].

Existen diversos estudios acerca de la repetibilidad de la refracción subjetiva. En cuanto a la repetibilidad intra-examinador, Freeman and Hodd [Freeman 1955] encontraron desviaciones medias en la refracción de 0.13D en el componente esférico, 0.08D en la componente cilíndrica y 4° en el eje del astigmatismo en una muestra de 17 sujetos. Rosenfield and Chiu [Rosenfield 1995] encontraron que los límites de acuerdo del 95% (LoA, calculado como 1.96 veces la desviación estándar) eran de $\pm 0.27D$ en la esfera, $\pm 0.16D$ en el cilindro y $\pm 17.1^\circ$ en una muestra de 12 personas. Zadnik et al. [Zadnik 1992]

analizaron la repetibilidad intra-examinador de la refracción subjetiva con y sin ciclopléjico sólo en el meridiano vertical, encontrando LoA mayores en caso de utilizar ciclopléjico ($\pm 0.94D$) que sin él ($\pm 0.63D$) en una muestra de 40 sujetos. Kratz and Flom [Kratz 1977] determinaron que, al realizar dos refracciones en 21 sujetos, en el 63% de los casos el equivalente esférico se diferenciaba en menos de $\pm 0.25D$ y en el 95% de las veces se diferenciaba menos de $\pm 0.50D$ (a estos porcentajes se les denomina porcentajes de acuerdo). Para la componente cilíndrica estos porcentajes eran del 72% y 92% respectivamente. Para una muestra de 99 ojos, Leinonen et al. [Leinonen 2006] determinaron que la repetibilidad intra-examinador dependía de la AV del sujeto, encontrando LoA de $\pm 0.51D$ cuando la agudeza visual (AV) era mayor o igual que 0.7, y $\pm 1.14D$ cuando la AV decimal se encontraba entre 0.30 y 0.45. Grein et al. [Grein 2014] refraccionaron a 20 sujetos sanos en dos días no consecutivos encontrando diferencias notables en la repetibilidad entre sujetos, de forma que algunos sujetos mostraban una dispersión (95%) de $\pm 0.30D$ en la esfera y el cilindro, y otros sujetos presentaban dispersiones entre $\pm 0.75D$ y $\pm 1.00D$. Además, como es de esperar, encontraron que la repetibilidad de la orientación del cilindro dependía de la potencia cilíndrica.

En cuanto a la repetibilidad inter-examinador o reproducibilidad, Sloane et al. [Sloane 1954] compararon las refracciones realizadas por tres profesionales diferentes en una muestra de 21 sujetos miopes, encontrando que en el 79% de los casos la esfera difería menos de $\pm 0.25D$ y, en el 90% de los casos, menos de $\pm 0.50D$. Estos porcentajes de acuerdo ascendían a 81% y 99% en el caso de la componente cilíndrica. French and Jennings [French 1974] utilizaron los datos obtenidos por 12 examinadores diferentes encontrando porcentajes de acuerdo parecidos a los de Sloane et al., y estimaron que la reproducibilidad era mejor para refracciones comprendidas entre $-2.00D$ y $+0.50D$. Perrigrin et al. [Perrigrin 1982] realizaron el estudio de reproducibilidad con tres optometristas experimentados sobre 32 sujetos, encontrando porcentajes de acuerdo de 93% para $\pm 0.25D$ y 98% para $\pm 0.50D$ en la componente esférica y cilíndrica. Pesudovs [Pesudovs 2007] encontró LoA de $\pm 0.48D$ en el equivalente esférico y $\pm 0.35D$ en la componente cilíndrica, con 4 examinadores y 16 sujetos, mientras que Mackenzie [Mackenzie 2008], con 40 examinadores y un solo sujeto, encontró LoA de $\pm 0.55D$ en el equivalente esférico y $\pm 0.47D$ en la componente cilíndrica.

Goss y Grosvenor [Goss 1996] analizaron los resultados de varios de estos estudios y concluyeron que aproximadamente el 80% de las veces que se realiza la refracción

subjetiva sobre el mismo sujeto, sea por uno o varios examinadores, la refracción subjetiva varía en $\pm 0.25D$, mientras que aproximadamente el 95% de las ocasiones se encuentra una refracción subjetiva que varía en $\pm 0.50D$.

1.2 Refracción objetiva

En los métodos de refracción objetivos no se requiere la respuesta del sujeto, por lo que permiten obtener la refracción esferocilíndrica incluso cuando la colaboración examinador-sujeto no es posible. Sin embargo, salvo en casos especiales, estos métodos no suelen utilizarse directamente para prescribir sino como punto de partida para la refracción subjetiva. Los métodos más utilizados en la práctica clínica son la retinoscopia y la autorrefracción.

En el caso de la retinoscopia, Safir et al. [Safir 1970] encontraron que la desviación estándar intraexaminador en la medida de la componente esférica está entre 0.29D y 0.39D y, en la componente cilíndrica está alrededor de 0.25D, y que en ambos casos el resultado dependía de si el ojo que se examinaba era derecho o izquierdo. Zaknik et al. [Zaknik 1992] encontraron diferencias en la repetibilidad intraexaminador sin y con cicloplégico. Los LoA del 95% fueron $\pm 0.77D$ y ± 0.94 respectivamente para el meridiano vertical. En cuanto a la repetibilidad interexaminador en la retinoscopia, Hirsch [Hirsch 1956] encontró diferencias medias de 0.28D entre examinadores, con una desviación estándar de 0.34D. Hyams et al. [Hyams 1971] encontró que en el 89% de los casos la esfera variaba en $\pm 0.50D$ cuando era medida por distintos examinadores, mientras que este porcentaje en la medida del cilindro era de 97%.

En cuanto al acuerdo existente entre la refracción subjetiva y la retinoscopia, Millodot [Millodot 1978] encontró resultados entre 0.30 y 0.40D más positivos en la retinoscopia respecto a la refracción subjetiva en sujetos jóvenes. Esta discrepancia variaba con la edad, encontrando diferencias menores cuando la edad de los sujetos aumentaba, siendo ya negativas para sujetos mayores de 60 años. Millodot explicaba esta evolución de la diferencia suponiendo que en los jóvenes la luz del retinoscopio se reflejaba en la membrana limitante interna y en los más mayores en una capa posterior.

En cuanto al acuerdo existente entre la autorrefracción y la refracción subjetiva, existen numerosos estudios ya que se han desarrollado muchos modelos de autorrefractómetros diferentes. Por ejemplo, en el caso del autorrefractómetro KR800S de Topcon, Gajwani

et al. [Gajwani 2006] encontraron una diferencia promedio en el equivalente esférico (M) de 0.06D entre ambos métodos, con un LoA (95%) de $\pm 1.20D$. Para el autorrefractómetro de Humphrey de Zeiss se encontró que el equivalente esférico era más negativo en el autorrefractómetro que en el subjetivo, con una diferencia en el equivalente esférico de 0.19D y LoA de $\pm 0.93D$ [Cooper 2011]. Wosik et al. [Wosik 2019] analizaron los resultados del autorrefractómetro Nidek ARK-510A, encontrando valores también más negativos que en el subjetivo en el equivalente esférico, la media de las diferencias era de 0.25D entre ambos métodos con LoA de $\pm 1.04D$. En la componente cilíndrica no se encontraron diferencias significativas entre este autorrefractómetro y la refracción subjetiva, con límites de acuerdo de ± 0.35 y ± 0.23 para las componentes J_0 y J_{45} (componentes en representación vectorial que dan cuenta del cilindro de la refracción [Furlan 2000]) respectivamente. Los autorrefractómetros anteriores son de campo cerrado y los resultados podrían ser diferentes de los modelos de campo abierto. Wosik et al. realizó el mismo estudio con el autorrefractómetro de campo abierto Shin-Nippon NVision-K5001, encontrando que, a diferencia del de campo cerrado, el equivalente esférico era más positivo que el obtenido en la refracción subjetiva, con 0.18D de media de diferencias y $\pm 0.82D$ de LoA. La media de las diferencias para J_0 y J_{45} no son significativas ($< 0.1D$), con LoA similares a los encontrados para campo cerrado ($\pm 0.36D$ y $\pm 0.27D$ respectivamente). El mismo modelo de autorrefractómetro de campo abierto fue analizado por Cleary et al. [Cleary 2009], encontrando resultados similares para J_0 y J_{45} pero no para el equivalente esférico, ya que en este caso el autorrefractómetro daba valores más negativos que la refracción subjetiva, aunque la media de las diferencias era menor de 0.1D.

En general la repetibilidad intra-examinador e inter-examinador de la autorrefracción es mejor que la de la refracción subjetiva [Bullimore 1998], aunque las compensaciones halladas con métodos objetivos tienen, en general, peor aceptación por parte de los pacientes, es decir, su validez es limitada [Goss 1996, Segura 2015]. Mallen et al. [Mallen 2001] estudió la repetibilidad intratest e intertest del autorrefractómetro Shin Nippon SRW-5000, de campo abierto, obteniendo una desviación estándar de $\pm 0.14D$ en S y $\pm 0.16D$ en C ($\pm 0.08D$ en J_0 y $\pm 0.07D$ en J_{45}) en el estudio intratest y valores ligeramente más altos, aunque no clínicamente significativos (menores de $\pm 0.25D$) en la repetibilidad intertest, encontrando que el 89% de las medidas de esfera y el 97% de las medidas de cilindro están entre $\pm 0.50D$. Medidas similares de repetibilidad intertest encontraron

Sheppard et al. [Sheppard 2010] y Clearly et al. [Clearly 2009] en el modelo Shin Nippon NVision-K 5001.

Un método ideal de refracción es aquel que tiene una alta repetibilidad y reproducibilidad y, además, una alta validez (en comparación con el método gold-estándar). Aunque la validez de la retinoscopia y la autorrefracción sea limitada (por tanto, no son métodos que se utilicen actualmente para prescribir), son métodos con una alta repetibilidad y reproducibilidad, lo que los hace útiles para el seguimiento de cambios en el error refractivo.

1.3 Métodos objetivos basados en frente de onda.

En los apartados anteriores se ha hablado de métodos, tanto subjetivos como objetivos, para averiguar la lente esferocilíndrica que mejor compensa el error refractivo de un ojo, pero hay sujetos que no alcanzan una buena calidad visual con una lente esferocilíndrica y que no presentan patologías o problemas perceptivos. Tradicionalmente a este error refractivo se le ha llamado astigmatismo irregular, y su causa es la presencia de aberraciones oculares de alto orden significativas.

1.3.1 Aberración de frente de onda

Si el ojo fuese un instrumento óptico perfecto, según la óptica geométrica, la imagen de un punto objeto situado en el infinito sería otro punto en la retina. Es decir, el ojo transformaría un frente de onda plano en un frente de onda esférico con su centro de curvatura en la retina (figura 1a). Si el frente de onda en la pupila a la salida es esférico, pero su centro de curvatura no está en retina, obtendríamos en la retina una mancha de desenfoque, es decir, los rayos provenientes de un punto objeto en el infinito se reúnen en un mismo punto, pero a una cierta distancia de la retina (ametropía esférica). En la figura 1b se muestra un esquema del frente de onda a la salida de un ojo con hipermetropía. Si el frente de onda de salida es astigmático regular, es decir, es una superficie tórica, los rayos provenientes de un punto objeto en el infinito no se cortan en un punto tras atravesar la córnea y el cristalino. En este caso se obtiene una típica estructura de haz astigmático (conoide de Sturm), con dos focales de forma lineal (focales de Sturm) y un círculo de mínima confusión intermedio. En la figura 1c se muestra el caso de un ojo con astigmatismo regular mixto.

Cuando el ojo proporciona cualquiera de estos dos tipos de frente de onda, esférico o astigmático regular, anteponiendo una lente esférica (en el caso del frente de onda esférico) o esferocilíndrica (en el caso del frente de onda astigmático), se puede conseguir que todos los rayos que provienen de un punto objeto en el infinito se reúnan en un mismo punto en la retina, es decir, se puede conseguir que el frente de onda en la pupila de salida del ojo sea de nuevo esférico con su centro de curvatura en la retina.

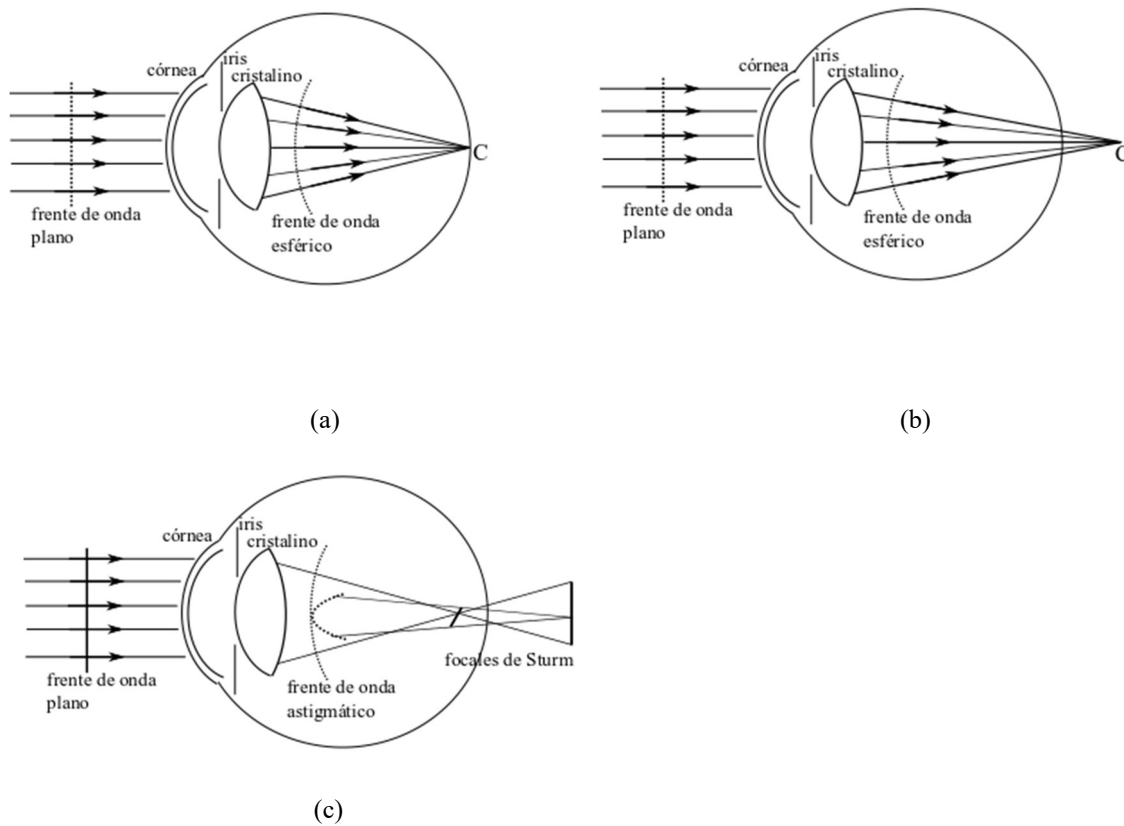


Figura 1: Esquema del frente de onda a la salida del cristalino para: a) un ojo que se comporte como un sistema óptico perfecto, b) un ojo con hipermetropía, c) un ojo con astigmatismo.

En realidad, el frente de onda en la pupila de salida del ojo no es esférico ni tórico, sino que presenta otras formas geométricas (figura 2). Para caracterizar el comportamiento óptico del ojo, como en cualquier sistema óptico, se define la aberración de frente de onda W como la diferencia de camino óptico, medida sobre cada rayo, del frente de onda real del sistema respecto al frente de onda esférico ideal en el plano de la pupila de salida. La

aberración de frente de onda está relacionada con la desviación de la trayectoria de los rayos a la salida del sistema respecto a su trayectoria ideal.

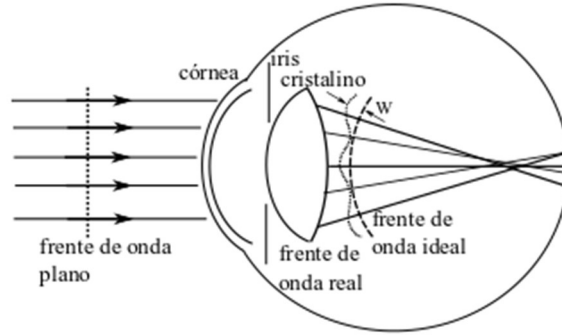


Figura 2: Esquema del frente de onda real, el ideal y la aberración de onda (W) a la salida del cristalino.

La aberración de frente de onda en el plano de la pupila de salida se puede expresar matemáticamente en coordenadas polares como combinación de lineal de una serie de funciones, $Z_n^m(r, \theta)$, denominadas polinomios de Zernike, cada una de ellas multiplicada por un coeficiente c_n^m que denota el peso que tiene cada una de esas funciones en la aberración de onda total $W(r, \theta)$ [Thibos 2002]:

$$W(r, \theta) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=-n}^n c_n^m Z_n^m(r, \theta) \quad (1)$$

Los polinomios de Zernike, $Z_n^m(r, \theta)$, es un conjunto de funciones ortogonales sobre el círculo unidad ($0 \leq r \leq 1$) cuya expresión matemática en coordenadas polares ($0 \leq \theta \leq 2\pi$) viene dada por:

$$Z_n^m(r, \theta) = \begin{cases} N_n^m R_n^{|m|}(r) \cos(m\theta); & m \geq 0 \\ N_n^m R_n^{|m|}(r) \sin(m\theta); & m < 0 \end{cases} \quad (2)$$

donde la componente radial $R_n^{|m|}$ tiene la expresión:

$$R_n^{|m|}(r) = \sum_{s=0}^{\frac{n-|m|}{2}} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! \left(\frac{n+|m|}{2} - s\right)! \left(\frac{n-|m|}{2} - s\right)!} r^{n-2s} \quad (3)$$

y el factor de normalización es: $N_n^m = \sqrt{\frac{2(n-1)}{1+\delta_{m0}}}$, siendo δ_{m0} la función delta de Kronecker ($\delta_{m0} = 1$ para $m=0$ y $\delta_{m0} = 0$ para $m \neq 0$). n es el orden radial, que indica la máxima

potencia a la que está elevada la coordenada r , y m es el orden angular, el entero que acompaña a la coordenada angular en las funciones seno y coseno.

En esta representación estándar, los polinomios de Zernike quedan ordenados según el índice j , que se relaciona con n y m de la forma:

$$j = \frac{n(n+1)}{2} + \frac{n+m}{2} \quad (4)$$

En la figura 3 se muestra una representación en mapa de colores de los diferentes polinomios de Zernike desde $n=2$ hasta $n=5$. Los polinomios de orden $n=2$ (desenfoque y astigmatismo de segundo orden) se consideran aberraciones de bajo orden y son aquellas que pueden ser compensadas con lentes esferocilíndricas convencionales. Los polinomios de orden $n>2$ se consideran aberraciones de alto orden y, en general, no pueden ser compensadas mediante lentes esferocilíndricas convencionales.

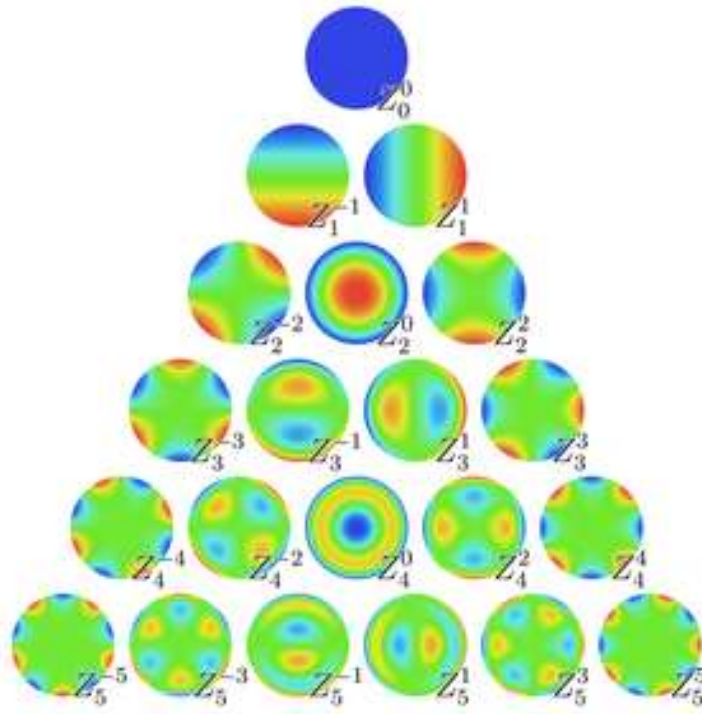


Figura 3: Representación en mapas de colores de los polinomios de Zernike desde $n=2$ hasta $n=5$. Imagen obtenida de <https://leanpub.com/thezernikepolynomials>.

1.3.2 Aberrometría ocular

Los aberrómetros son los instrumentos que miden la aberración de frente de onda ocular, bien analizando el haz de luz que sale del ojo tras reflexión difusa en la retina (aberrómetros “out-coming”) o bien analizando cómo llega la luz a retina tras ser refractada por los medios oculares (aberrómetros “in-going”).

Dentro de los aberrómetros “out-coming” se pueden distinguir los basados en el sensor Hartmann Shack y los de retinoscopía automatizada. En los primeros, se analiza el frente de onda reflejado por una fuente puntual situada en la fovea con un sensor Hartmann-Shack [Shack 1971]. El sensor está formado por una matriz de microlentes, cada una de ellas encargada de focalizar la luz de una porción diferente del frente de onda. La aberración de onda se puede calcular a partir del desplazamiento de los focos con respecto a la distribución que proporcionaría un frente de onda plano. De este tipo son los aberrómetros Irx3 (Imagine Eyes), Keratron Onda (Optikon), Topcon KR-1 W, LADARWave (LADAR Vision), VISX WaveScan (AMO) o Zywave (Bausch&Lomb). Por otro lado, los aberrómetros basados en retinoscopía automatizada proyectan una franja de luz en la retina y analizan la velocidad de la luz reflejada con ayuda de un conjunto de fotodetectores (OPD-Scan, Nidek, Japan).

Los aberrómetros “in-going”, analizan dónde impactan en retina una serie de rayos que inciden paralelos al eje visual por diferentes zonas de la pupila. A este tipo de aberrómetros pertenecen los aberrómetros de Tscherning (Allegro Analyzer, de Alcon) y los de trazado de rayos (iTrace, de Tracey Technologies). La principal diferencia entre ambos tipos es que en el de Tscherning la proyección de los rayos es simultánea mientras que en el de trazado de rayos es secuencial.

En cuanto a la repetibilidad (intraobservador) de las medidas aberrométricas, Visser et al. [Visser 2011] compararon cuatro modelos diferentes de aberrómetros (Irx3, Keratron, iTrace y OPD-Scan), encontrando que la repetibilidad varía con el coeficiente de aberración, aunque, en general, el aberrómetro Irx3 mostraba la mejor repetibilidad para todas las aberraciones, seguido del Keratron Onda, del OPD-Scan y por último del iTrace. En cuanto a la reproducibilidad, compararon los resultados obtenidos con examinadores expertos y no expertos, encontrando que no había diferencias significativas y que los valores de desviación estándar entre expertos y no expertos eran similares en el caso de los aberrómetros Irx3, Keratron Onda e iTrace, pero no en el caso del OPD-Scan. Xu et al. [Xu 2018] encontraron una desviación estándar de 0.015 μm en las medidas de

aberración de alto orden realizadas por el mismo examinador con el aberrómetro Topcon KR-1 W y de $0.026\ \mu\text{m}$ con el iTrace, para un tamaño pupilar de 4mm de diámetro. Cade et al. [Cade 2013] compararon los resultados obtenidos con aberrómetros Tscherning y Hartmann-Shack concluyendo que, aunque algunas medidas son comparables, sobre todo en lo que respecta a las aberraciones de bajo orden, se encuentran diferencias significativas en la cantidad total de aberración de alto orden.

En este trabajo se utiliza un aberrómetro “in-going” de trazado de rayos, en concreto, el iTrace de Tracey Technologies. En la figura 4 se muestra el esquema de funcionamiento de este aberrómetro. Se lanzan 256 rayos de luz infrarroja ($\lambda=795\text{nm}$, $150\ \mu\text{m}$ de diámetro, 1mW) secuencialmente (cada disparo dura 1.5ms) y paralelos entre sí a través de diferentes zonas de la pupila del ojo. Para cada rayo, se recoge la posición del impacto en la retina con un sistema formador de imagen y un detector. Si el ojo fuese un sistema óptico perfecto todos los impactos se registrarían en la misma posición. El aberrómetro analiza el desplazamiento transversal de cada uno de los impactos con respecto a la posición si su trayectoria hubiera sido ideal y, tras el procesado, muestra el valor de los coeficientes de Zernike para las aberraciones de bajo y alto orden hasta $n=7$. El rango de operación del instrumento es de $\pm 15\text{D}$ de esfera y $\pm 10\text{D}$ de cilindro, y es capaz de muestrear tamaños de pupila desde 2.5mm hasta $8\ \text{mm}$ de diámetro.

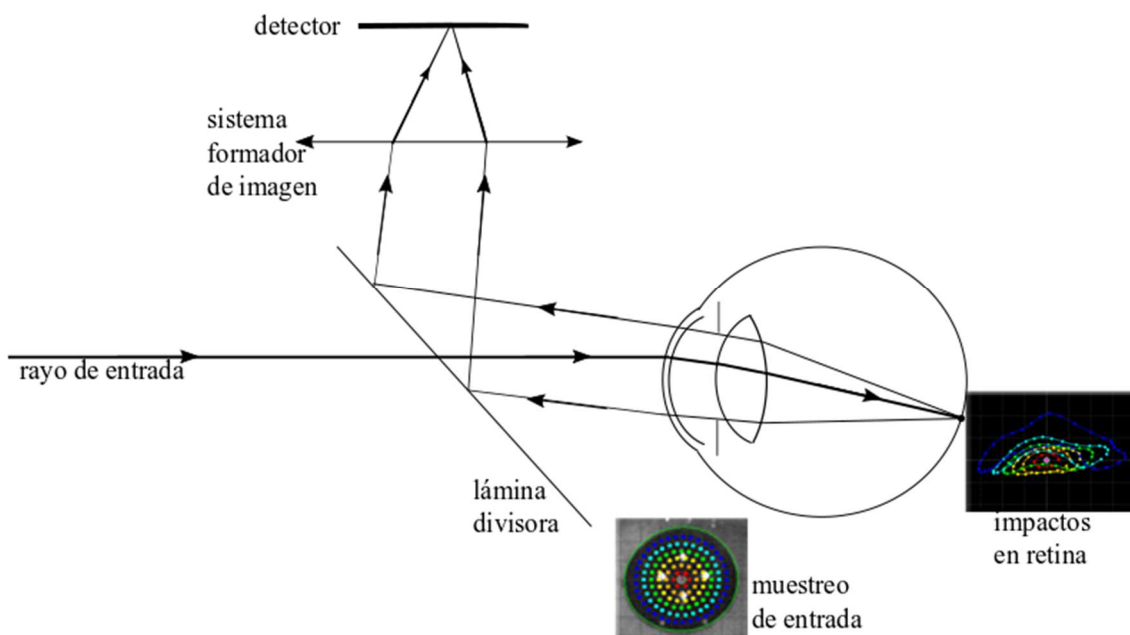


Figura 4: Esquema de funcionamiento de un aberrómetro de trazado de rayos.

1.3.3 Refracción objetiva a partir de la aberración de onda

Una vez medidos los coeficientes de aberración de frente de onda, se podría diseñar un elemento que compensase todas las aberraciones, tanto las de alto como las de bajo orden, de forma que se pueda obtener un frente de onda esférico en la pupila de salida del ojo, es decir, que permita obtener una imagen perfecta. Actualmente no se utilizan este tipo de compensaciones pero, a partir de la medida de las aberraciones, se puede calcular la lente esferocilíndrica que compensa la componente cuadrática de la aberración de frente de onda [Thibos 2004], ya que los coeficientes de aberración se relacionan directamente con las componentes de refracción M, J₀ y J₄₅, tal y como indican las ecuaciones (5), (6) y (7).

$$M = \frac{-(4\sqrt{3}c_2^0 - 12\sqrt{5}c_4^0 + 24\sqrt{7}c_6^0 + \dots)}{r^2} \quad (5)$$

$$J_0 = \frac{-(2\sqrt{6}c_2^2 - 6\sqrt{10}c_4^2 + 12\sqrt{14}c_6^2 + \dots)}{r^2} \quad (6)$$

$$J_{45} = \frac{-(2\sqrt{6}c_2^{-2} - 6\sqrt{10}c_4^{-2} + 12\sqrt{14}c_6^{-2} + \dots)}{r^2} \quad (7)$$

El equivalente esférico, M, viene dado por los coeficientes de desenfoque y de aberración esférica de alto orden, J₀ se determina a partir del coeficiente de aberración de astigmatismo a 0° de bajo orden y los coeficientes de astigmatismo de alto orden con m=2. J₄₅ se calcula a partir del coeficiente de astigmatismo a 45° de bajo orden y los coeficientes de astigmatismo de alto orden con m=-2.

A partir de las componentes M, J₀ y J₄₅ se puede calcular la lente esferocilíndrica (S, C, Alpha) que corregiría a un ojo teniendo en cuenta la aberrometría [Furlan 2009]:

$$S = M - \frac{C}{2} \quad (8)$$

$$C = -2\sqrt{J_0^2 + J_{45}^2} \quad (9)$$

$$\text{Si } J_0 > 0, \text{ entonces } \alpha = \frac{1}{2} \tan^{-1} \frac{J_{45}}{J_0} \quad (10)$$

$$\text{Si } J_0 < 0, \text{ entonces } \alpha = \frac{1}{2} \tan^{-1} \frac{J_{45}}{J_0} + 90 \quad (11)$$

$$\text{Si } J_0=0, \text{ entonces } \alpha = 45 \text{ si } J_{45}>0 \text{ y } \alpha = 135 \text{ si } J_{45}<0 \quad (12)$$

Thibos et al. [Thibos 2004] compararon los valores de refracción objetiva obtenidos de esta manera con los valores obtenidos en la refracción subjetiva convencional, encontrando que este método objetivo podía predecir el astigmatismo con una exactitud de $\pm 0.125D$. La media de las diferencias en la componente esférica entre ambos métodos era muy cercana a $0D$, con una desviación estándar de $\pm 0.36D$. También calculó la componente esférica y cilíndrica de la refracción utilizando sólo los coeficientes de bajo orden (c_2^0, c_2^2 y c_2^{-2}) es decir, minimizando el error promedio del frente de onda. En ese caso los resultados del astigmatismo eran similares, pero la esfera encontrada difería de la de la refracción subjetiva en $0.39D$, resultando más miope la refracción objetiva que la subjetiva.

Wosik et al. [Wosik 2019] compararon los resultados obtenidos con el aberrómetro Visionix L80 Wave+ (Hartmann -Shack), que utiliza también los coeficientes de bajo orden para el cálculo de la refracción. Los resultados de la componente esférica resultaron $0.34D$ más negativos que la refracción subjetiva, similar a los encontrados por Thibos et al., con una desviación estándar de ± 0.55 . En el caso de las componentes astigmáticas (J_0 y J_{45}) la media de las diferencias era menor de $0.05D$ en ambos casos, con desviaciones estándar de $\pm 0.18D$ y $\pm 0.13D$ respectivamente.

Segura et al. [Segura 2015] compararon los resultados obtenidos (en este caso se utilizó el vector de potencias $PV = \sqrt{M^2 + J_0^2 + J_{45}^2}$) con el aberrómetro de trazado de rayos iTrace, con la refracción subjetiva y con el autorrefractómetro de campo abierto Shin Nippon NVision -K 5001. El valor medio de las diferencias de PV entre el aberrómetro y la refracción subjetiva fue menor de $0.05D$, con una desviación estándar de $\pm 0.25D$. Si se comparan los valores de refracción dados por el aberrómetro y el autorrefractómetro se encuentran valores similares, con una media de diferencias menor de $0.05D$ y desviación estándar de $\pm 0.30D$.

Existen además otros métodos de refracción objetiva basados en encontrar la lente esféricocilíndrica que proporciona una mejor calidad de imagen en la retina a través del cálculo de métricas de calidad visual.

1.3.4 Refracción objetiva a partir de métrica visual

Tal y como se ha comentado en el apartado anterior, existen métodos indirectos para inferir la refracción a partir de la aberrometría, basados en la medida de la calidad de imagen retiniana mediante métricas visuales [Guirao 2003, Thibos 2004]. En estos métodos el procedimiento consiste en calcular valores para las componentes de la refracción, primero para M, y posteriormente para J_0 y J_{45} , hasta encontrar la combinación que proporciona el valor más alto de la métrica elegida, que será la refracción que maximice la calidad de la imagen retiniana [Guirao 2003, Thibos 2004].

Guirao et al. [Guirao 2003] realizaron un estudio en el que compararon los resultados de refracción obtenidos utilizando diferentes métricas con la refracción subjetiva. Utilizaron dos métricas visuales definidas en el plano de la pupila de salida y cinco métricas visuales diferentes definidas en el plano imagen (retina). Encontraron que, para las métricas definidas en el plano de la pupila de salida, la media de las diferencias entre el método objetivo y el subjetivo era de 0.5D con una desviación típica de $\pm 0.36D$, siendo la diferencia mayor cuanto mayor son las aberraciones de alto orden. En cambio, cuando se utilizaban métricas definidas en el plano imagen, la diferencia entre la refracción objetiva y la subjetiva era menor de 0.1D.

Posteriormente, Thibos et al. [Thibos 2004] volvieron a comparar los resultados de refracción subjetiva con los resultados de refracción objetiva obtenidos con 31 métricas diferentes, algunas definidas en el plano de la pupila y otras en el plano imagen. En este estudio se tuvieron en cuenta algunos factores que pueden afectar a las diferencias entre ambos métodos, como la aberración cromática y la profundidad de foco. De las 31 métricas, 23 de ellas predecían el valor de equivalente esférico encontrado en la refracción subjetiva con una diferencia menor de 0.25D y el astigmatismo con una diferencia menor de $0.1D \pm 0.13D$.

Parece entonces que, aunque la visión durante la refracción subjetiva monocular depende no sólo del comportamiento óptico sino de factores neuronales, optimizar la calidad de imagen sin considerar estos factores puede conducir a una buena predicción de la refracción subjetiva monocular.

Además, Cheng et al. [Cheng 2004] comprobaron la eficacia de las 31 métricas visuales para predecir el cambio en la AV que se produce cuando se aumentan algunas de las aberraciones de alto orden, concluyendo que la métrica en el plano imagen que mejor se

correlaciona con la AV es la métrica “Visual Strehl OTF” (VSOTF), que coincide con una de las métricas que mejor predecían la refracción subjetiva según Thibos et al. Esta métrica es la que se utiliza en el presente trabajo para desarrollar un método de refracción objetivo basado en métrica visual.

1.3.4.1 Cálculo de la métrica VSOTF

La VSOTF es una métrica que cuantifica la calidad de imagen que el sistema visual puede proporcionar cuando se utilizan como objetos un conjunto de redes sinusoidales, y que tiene en cuenta tanto la degradación óptica como el procesamiento neuronal de la visión de detalle. Cualquier objeto puede describirse mediante la combinación lineal de redes sinusoidales con diferentes amplitudes, fases y orientaciones, por eso es frecuente en el campo de la teoría de formación de imagen el uso de este tipo de objetos para caracterizar el comportamiento de un sistema óptico [Goodman 1968]. Las aberraciones de un sistema óptico como el ojo pueden afectar a la imagen de redes sinusoidales de dos maneras: disminuyendo su contraste y/o produciendo un desplazamiento de la fase (desplazamiento transversal de los máximos y mínimos de la función sinusoidal). En la figura 5 se ilustran ambos efectos, que dependen de la frecuencia espacial (inversa del periodo) del objeto (f_x, f_y). La función que describe la dependencia de la disminución de contraste con la frecuencia espacial es la función de transferencia de la modulación (MTF), y la que describe la dependencia de la fase se denomina función de transferencia de la fase (PTF). Ambas funciones componen la llamada función de transferencia óptica (OTF) del ojo (ecuación 13).

$$OTF(f_x, f_y) = MTF(f_x, f_y)e^{-iPT(f_x, f_y)} \quad (13)$$

La OTF se relaciona con la función de dispersión de punto (PSF) a través de la transformada de Fourier (ecuación 14).

$$OTF(f_x, f_y) = TF(PSF(x, y)) \quad (14)$$

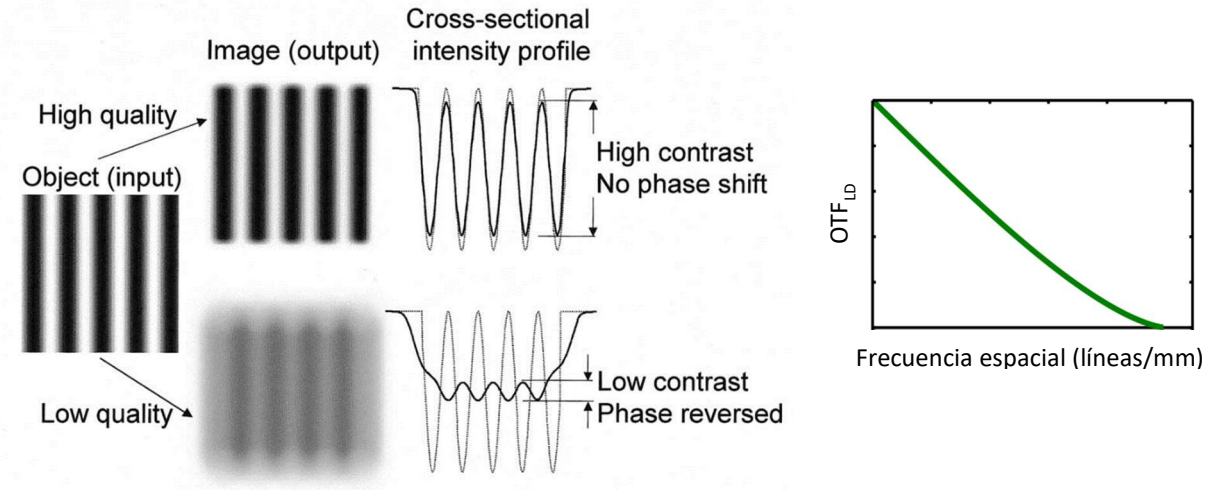


Figura 5: Ilustración del efecto de las aberraciones sobre un objeto sinusoidal (imagen obtenida de [Thibos 2004]) y representación gráfica de la OTF de un sistema limitado por difracción (sistema ideal).

La función de dispersión de punto es la distribución de intensidad en el plano imagen correspondiente a un punto objeto. Si el ojo se comporta como un sistema perfecto (a la salida del ojo, el frente de onda que proporciona de un punto objeto es un frente de onda esférico), la PSF tiene forma de disco rodeado de anillos (disco de Airy) debido a la difracción generada por el tamaño finito de la pupila. En este caso se dice que el ojo está limitado por difracción. Si el ojo presenta aberraciones (tanto de bajo como de alto orden), la PSF se agranda y se deforma. La PSF en el plano imagen se puede calcular a partir de la función aberración de frente de onda en la pupila de salida ($W(x_p, y_p)$) (ecuación 15):

$$PSF(x, y) = \left| TF(A(x_p, y_p) e^{-i \frac{2\pi}{\lambda} W(x_p, y_p)} \right|^2 \quad (15)$$

donde $A(x_p, y_p)$ es la función amplitud de la pupila.

Así pues, se puede calcular la OTF a partir de los coeficientes de aberración de frente de onda proporcionados por el aberrómetro.

La métrica VSOTF da cuenta de la diferencia existente entre la OTF real del ojo y la OTF del ojo si éste fuera un sistema ideal, es decir, limitado por difracción (OTF_{LD}), y se define como:

$$VSOTF = \frac{\iint_{-\infty}^{+\infty} CSF_N(f_x, f_y) OTF(f_x, f_y) df_x df_y}{\iint_{-\infty}^{+\infty} CSF_N(f_x, f_y) OTF_{LD}(f_x, f_y) df_x df_y} \quad (16)$$

donde $CSF_N(f_x, f_y)$ es la función de sensibilidad al contraste neural, que da cuenta de la dependencia con la frecuencia espacial de la etapa retiniana y neuronal de la visión. Watson y Ahumada [Watson 2008] calcularon la función de sensibilidad al contraste neural teniendo en cuenta que la función de sensibilidad al contraste (CSF) es el producto de la CSF_N y la OTF:

$$CSF(f_x, f_y) = CSF_N(f_x, f_y)OTF(f_x, f_y) \quad (17)$$

y considerando una función de sensibilidad al contraste estándar y una OTF media. En nuestro caso utilizaremos la función $CSF_N(f_x, f_y)$ desarrollada por Mannos y Sakrison [Mannos 1974]:

$$CSF_N(f_x, f_y) = 2.6 \left(0.0192 + 0.114 \sqrt{f_x^2 + f_y^2} \right) e^{-\left(0.114 \sqrt{f_x^2 + f_y^2} \right)^{1.1}} \quad (18)$$

La VSOTF resulta un número entre 0 y 1. Cuanto más cercano a 1 esté, más cerca está el ojo de ser un sistema óptico perfecto (limitado por difracción). Cuando la presencia de aberraciones aumenta, el valor de la métrica VSOTF disminuye.

1.4 Otros métodos de refracción subjetiva

En los últimos años se han desarrollado métodos automáticos alternativos a los tradicionales para averiguar la refracción de un ojo. Por ejemplo, Topcon Corporation (Tokyo, Japón) llegó a comercializar un instrumento, llamado Topcon BV-1000, que realizaba la refracción subjetiva binocular teniendo en cuenta la respuesta del paciente pero sin necesidad de un optometrista para guiar el proceso. El Topcom BV-1000 realiza primero una autorrefracción binocular de partida y comprueba que no exista supresión. Después, realiza la medida monocular de la AV con optotipos C de Landolt y la refracción monocular (componente esférica) con el test duocromo. Para averiguar la componente cilíndrica utiliza el test de los cilindros cruzados de Jackson y posteriormente realiza el equilibrio binocular con el test duocromo polarizado. No se requiere el uso de un examinador externo durante el proceso de medida, ya que el instrumento da instrucciones detalladas al sujeto y éste da sus respuestas con ayuda de un joystick. La ventaja de este instrumento frente a los autorrefractómetros es que tiene en cuenta la respuesta del sujeto, es decir, realiza la refracción subjetiva, y además de forma binocular. Dave y Fukuma [Dave 2004] estudiaron el acuerdo existente entre los resultados obtenidos por el Topcon

BV-1000 y la refracción subjetiva tradicional, encontrando que la media de las diferencias y su desviación estándar era de $0.05D \pm 0.35D$ para el equivalente esférico, $-0.03D \pm 0.12D$ para la componente J_0 y $-0.02D \pm 0.10D$ para la componente J_{45} . Tampoco se encontraron diferencias significativas en la diferencia de esfera entre ambos ojos obtenida con ambos métodos. En el estudio de repetibilidad no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la repetibilidad del Topcon BV-1000 y la del autorrefractómetro.

Existen otras soluciones para realizar la refracción subjetiva binocular teniendo en cuenta las respuestas del sujeto pero reduciendo la interacción con el optometrista. Por ejemplo, Pujol et al. [Pujol 2017] idearon un prototipo de sistema de realidad virtual con un algoritmo para realizar la refracción esférica subjetiva binocular a partir de la medida de la refracción objetiva con un sensor Hartmann-Shack. Este prototipo utiliza un LCoS para mostrar los optotipos y un sistema óptico para cada ojo con una lente electroóptica para generar la potencia de la lente correctora necesaria para conseguir la máxima agudeza visual en el proceso de desmiopización o para conseguir el equilibrio biocular y binocular. Para la corrección cilíndrica se toma directamente la obtenida mediante el sensor Hartmann-Shack. Al estudiar el acuerdo entre los resultados de refracción obtenidos con el prototipo y la refracción subjetiva tradicional se encontró que la media de las diferencias y su desviación estándar era de $-0.03D \pm 0.45D$. El estudio de repetibilidad (variabilidad intraexaminador) y reproducibilidad (variabilidad interexaminador) mostró una desviación estándar de $\pm 0.20D$ y $\pm 0.26D$ respectivamente, similar a los valores de repetibilidad y reproducibilidad del proceso de refracción subjetiva convencional y del autorrefractómetro WAM-5500 encontrados en ese mismo trabajo.

Otra propuesta para realizar la refracción subjetiva binocular de forma automática, teniendo en cuenta la respuesta del sujeto pero sin intervención del optometrista fue ideada por Otero et al. [Otero 2019] utilizando un foróptero modificado controlado por ordenador y un algoritmo basado en las diferencias entre vectores de potencia. En este caso, los test utilizados eran de elección forzada de cuatro alternativas (con E de Snellen) o elección forzada de dos alternativas presentadas consecutivamente, de forma que el sujeto elije cuál ve mejor. El sujeto introduce la respuesta a través de un teclado. A partir de la medida de la refracción monocular con un autorrefractómetro, el algoritmo establece un rango de prescripciones posibles variando tanto la esfera, como el cilindro y el eje. Se calcula entonces la distancia Euclídea entre cada una de las opciones y la más negativa. Esta distancia sirve para ordenar las refracciones de forma ascendente para mostrarlas al

sujeto de dos en dos basándose en un algoritmo de bisección. Una vez encontrada la refracción que proporciona la mejor agudeza visual, se añade esfera positiva para encontrar la refracción más positiva que proporciona la mejor agudeza visual. Todo este proceso se realiza en binocular. El estudio de repetibilidad arroja resultados similares a los de la refracción subjetiva convencional, con desviaciones estándar menores de $\pm 0.25D$ para las tres componentes de la refracción (M , J_0 y J_{45}). En cuanto al acuerdo con la refracción subjetiva convencional, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas. La media de las diferencias y los LoA para M , J_0 y J_{45} fueron de $0.07 \pm 0.56D$, $-0.02 \pm 0.18D$ y $0.03 \pm 0.31D$ (para el ojo derecho). Los LoA son similares a los obtenidos por el autorrefractómetro en este mismo trabajo para J_0 y J_{45} y menores para M .

Hervella et al. [Hervella 2018] estudiaron la validez de la refracción obtenida con un simulador visual basado en óptica adaptativa partiendo de datos aberrométricos (VAO, Voptica SL) [Fernández 2002]. En este caso la refracción era monocular y el valor de la corrección cilíndrica se obtenía directamente de la medida aberrométrica, de forma que el simulador se utilizaba para ajustar el valor de la esfera. Al comparar la refracción obtenida con el valor obtenido en la refracción subjetiva no se encontraron diferencias estadísticamente significativas, con LoA de $\pm 0.66D$, $\pm 0.15D$ y $\pm 0.15D$ para M , J_0 y J_{45} respectivamente. Se estudió también la reproducibilidad interexaminador no encontrando diferencias significativas entre los resultados obtenidos por dos examinadores diferentes.

Todos estos métodos alternativos para obtener la refracción subjetiva están basados en la respuesta del sujeto y algunos de ellos tratan de reducir la interacción entre sujeto y examinador, de forma que el optometrista no guía el proceso de refracción.

En la siguiente sección se presenta otro método alternativo para obtener la refracción subjetiva monocular, aunque en este caso el proceso no se basa en la respuesta del sujeto sino en la evaluación de las imágenes retinianas obtenidas en cada paso de la refracción por parte del examinador.

1.5 Simulador de refracción subjetiva

Como se ha visto a lo largo de la introducción los métodos objetivos permiten determinar la refracción de un ojo sin la colaboración del sujeto, teniendo en cuenta sólo la etapa óptica de formación de imagen en el sistema visual. Sin embargo, la refracción subjetiva

es el método más empleado en la práctica optométrica, ya que tiene en cuenta la respuesta del sujeto, es decir, la etapa perceptiva en el proceso de la visión. Precisamente la interacción sujeto-examinador puede ser una desventaja, ya que en ocasiones el sujeto puede dar respuestas confusas, no entender las instrucciones del examinador o puede haber casos en los que la comunicación no es posible. En la sección anterior se han presentado algunos métodos alternativos de refracción subjetiva basados en la respuesta del sujeto que tratan de minimizar esta interacción. Pero en muchos casos sería más útil no prescindir del papel del optometrista durante el proceso, sino que éste pudiera conocer el aspecto de la imagen en la retina en cada paso de la refracción subjetiva antes de que la imagen sea interpretada por el sujeto. Con esta finalidad Perches et al. [Perches 2016a] desarrollaron un software para simular las imágenes retinianas obtenidas en cada paso de la refracción subjetiva, de forma que el optometrista pueda evaluar él mismo cómo ve el paciente y si las instrucciones que le está dando son las más adecuadas.

Con el simulador se puede realizar una refracción virtual con un proceso similar al de refracción subjetiva. La refracción virtual se basa en la aberrometría del sujeto, que es una medida objetiva, pero las imágenes que se obtienen en cada paso de la refracción, en lugar de ser evaluadas por el sujeto son evaluadas por un examinador externo.

1.5.1 Funcionamiento del simulador

El programa de simulación está desarrollado en Matlab R10a (Mathworks Inc.). El software emplea un modelo de ojo reducido [Emsley 1952], inicialmente emétrope, que consiste en una lente delgada esférica en aire con una potencia de 60D, una retina plana situada a una distancia de 16.67mm de la lente y un diafragma situado sobre la lente (figura 6). Este diafragma actúa como diafragma de apertura del sistema y, al estar sobre la lente, como pupila de salida.

La distribución de intensidad en la retina del ojo modelo ($I(x, y)$) se calcula mediante la convolución de la PSF con la imagen paraxial ($I_p(x, y)$) del objeto en el infinito:

$$I(x, y) = I_p(x, y) \otimes PSF(x, y) \quad (19)$$

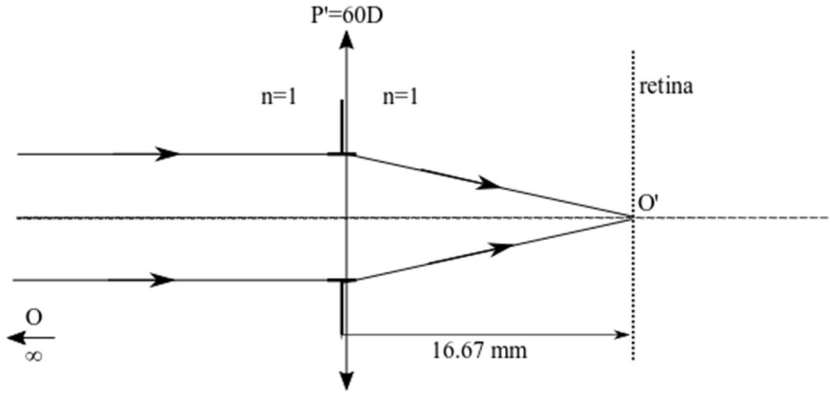


Figura 6: Esquema del modelo de ojo reducido utilizado en el simulador.

1.5.1.1 Cálculo de la PSF

La función $PSF(x, y)$ se calcula según la ecuación 15, a partir de la aberración de frente de onda en el plano de la pupila de salida del ojo $W(x_p, y_p)$ y la función amplitud de la pupila de salida $A(x_p, y_p)$.

En un ojo modelo, la función amplitud de la pupila de salida es una constante, pero el software, en la opción “Panel de Control”, permite si se desea considerar el efecto Styles Crawford, es decir, considerar la amplitud de la función pupila $A(x_p, y_p)$ (ecuación 15) como una constante o como un filtro óptico de atenuación de densidad variable definido por:

$$A(x_p, y_p) = e^{-\rho R^2} \quad (20)$$

donde ρ es el llamado factor de eficiencia de valor $\rho=0.053\text{mm}^{-1}$ [Applegate 1993], R es el radio de la pupila de salida y (x_p, y_p) son las coordenadas en el plano de la pupila de salida respecto al centro de la misma. La representación de la transmitancia de la pupila con y sin efecto Styles Crawford se muestra en la figura 7.

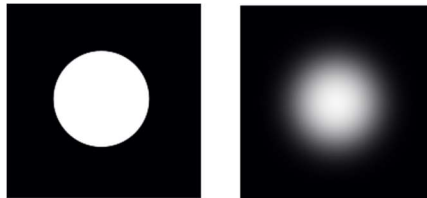


Figura 7: Representación de la amplitud de la pupila de salida $A(x_p, y_p)$ sin y con efecto Styles Crawford.

En cuanto a la aberración de frente de onda ($W(x_P, y_P)$), en el caso del ojo modelo considerado en el software, ésta tendría el valor 0 y, por tanto, la PSF calculada sería el disco de Airy, cuyo diámetro dependería del diámetro del diafragma de apertura del ojo modelo. Tal y como hemos explicado antes, el software es capaz de cargar un fichero de texto con la aberrometría medida con el iTrace de un ojo determinado (W_{ojo}), de forma que el software expresa analíticamente la función de aberración de onda de ese ojo como una suma de polinomios de Zernike:

$$W_{ojo}(x_P, y_P) = \sum_{j=0}^{jmax} c_j Z_j(x_P, y_P) \quad (21)$$

En este caso, la PSF se calcula teniendo en cuenta W_{ojo} en la ecuación (15).

En el simulador se pueden añadir lentes esféricas o lentes cilíndricas a una cierta distancia del ojo durante el proceso de refracción virtual, de forma que el software calcula la PSF obtenida en retina con esas lentes situadas delante del ojo. Para calcular la PSF hemos de añadir a la aberración de frente de onda del ojo (W_{ojo}), la fase introducida por las lentes (W_{lentes}). Para calcular W_{lentes} , primero se realiza una distometría para calcular la potencia de la lente en el plano del ojo modelo (se considera la distancia al vértice especificada en la sección A del software) y se transforman los valores de potencia de la lente S, C y α a M, J_0 y J_{45} . Los valores de M, J_0 y J_{45} se relacionan directamente con los coeficientes de Zernike de bajo orden mediante las ecuaciones (5), (6) y (7) cambiadas de signo. Dado que se asume que las lentes del foróptero virtual son esféricas o tóricas, su efecto se representará únicamente con coeficientes de Zernike de bajo orden, c_2^0 , c_2^2 y c_2^{-2} . De esta forma tenemos una expresión analítica para W_{lentes} como combinación lineal de los polinomios de Zernike de bajo orden, de forma que la aberración de onda total ($W(x_P, y_P)$) que tendríamos que considerar en el cálculo de la PSF sería:

$$W(x_P, y_P) = W_{ojo}(x_P, y_P) + W_{lentes}(x_P, y_P) \quad (22)$$

Hay otros elementos que se pueden introducir en el foróptero virtual, como por ejemplo un cilindro cruzado de Jackson. Para introducir estos términos en la función de aberración de onda total habría que proceder de la misma manera que con W_{lentes} , de forma que la aberración total será la suma de la aberración ocular y los términos introducidos por cada una de las lentes o elementos del foróptero virtual.

1.5.1.2 Cálculo de la imagen paraxial

Para calcular la imagen retiniana, además de la PSF necesitamos saber la distribución de intensidad de la imagen paraxial. El software considera que la imagen paraxial es una réplica de la distribución de intensidad del objeto, salvo por el factor de aumento que incorporan tanto el ojo como las lentes introducidas en el foróptero, que están a una cierta distancia del ojo modelo. El factor de aumento de una lente oftálmica (FA) viene dado por el producto del factor de potencia (FP) y del factor de forma (FF), tal y como especifica la ecuación (23):

$$FA = FFFF = \frac{1}{1 - d_v P_{VP}} \frac{1}{1 - \frac{e}{n} P_1} \quad (23)$$

Donde d_v es la distancia de la lente del foróptero al ojo modelo, P_{VP} es la potencia de vértice posterior, e es el espesor central de la lente, n el índice de refracción y P_1 es el poder refractor de la primera superficie de la lente. En nuestro caso las lentes que se introducen se consideran delgadas ($e=0$), luego el factor de forma es cero y sólo queda la contribución del factor de potencia. En el simulador se tiene en cuenta, además, el anamorfismo (diferencia del factor de aumento en una lente astigmática para cada uno de los dos meridianos principales). Para tener en cuenta el anamorfismo, la imagen paraxial se rota hasta alinearla con los meridianos principales de la lente astigmática colocada en el foróptero, se aplican los factores de aumento en ambos meridianos principales y después se deshace la rotación inicial.

En la figura 8 se muestra un esquema del cálculo de la imagen retiniana final.

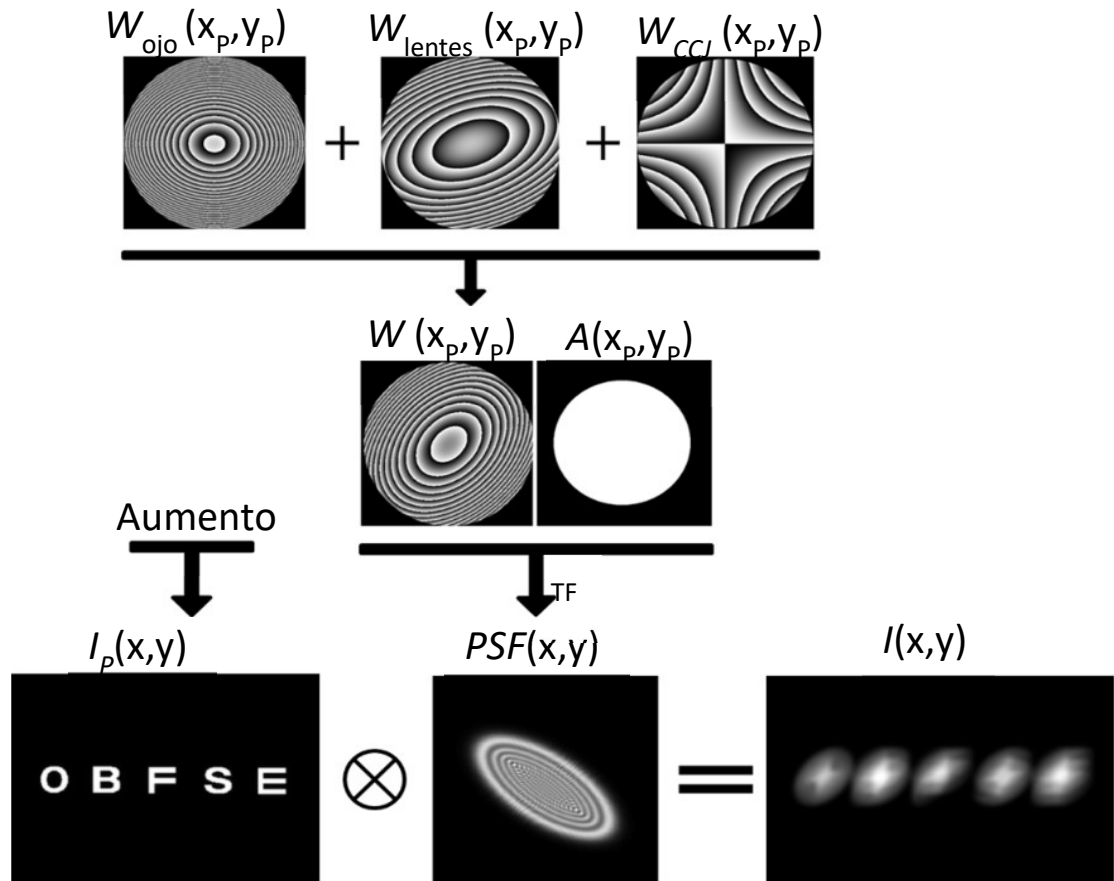


Figura 8: Esquema del cálculo de la imagen retiniana a partir de la imagen paraxial y la PSF. Imagen obtenida de [Perches 2016a].

1.5.2 Interfaz del simulador

En la figura 9 se muestra la interfaz gráfica del simulador.

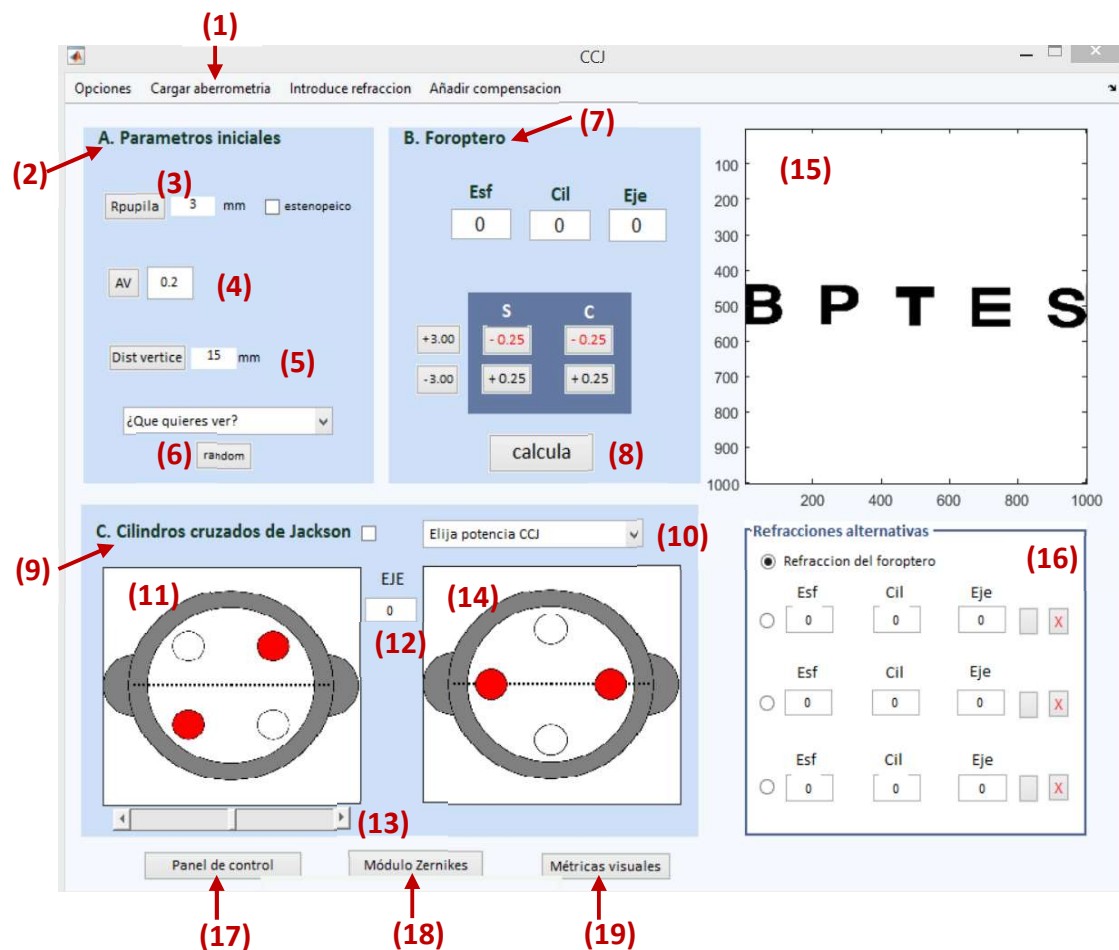


Figura 9: Interfaz gráfica del software de simulación

(1) Menú “Cargar aberrometría”. Permite seleccionar un archivo de texto con los datos aberrométricos del ojo. Este archivo .txt puede ser el que se exporta directamente de la medida con el aberrómetro iTrace, que contiene el diámetro pupilar y el valor de los coeficientes de Zernike hasta orden $n=7$ (es decir, desde $j=0$ hasta $j=45$).

(2) Sección A: Parámetros iniciales. En esta sección de la interfaz se fijan los parámetros al inicio de la refracción.

(3) Radio pupilar. El valor se toma directamente del fichero .txt del aberrómetro.

(4) Selección de la AV del optotipo (escala decimal)

(5) Distancia al vértice: distancia entre las lentes del foróptero y la lente del ojo modelo

(6) Selección del optotipo. Se puede elegir entre una letra, una línea de letras, esfera horaria, conjunto de puntos, Cs de Landolt, test completo de E de Snellen o el test HOTV.

Mediante el botón “random” se cambia la línea de letras entre un total de 10 líneas incluidas en el software.

(7) Sección B: Foróptero virtual. Permite introducir lentes esféricas o cilíndricas delante del ojo modelo a la distancia al vértice indicada en (5).

(8) Botón “Calcula”. Al presionar el botón el simulador calcula y muestra en la ventana adyacente la imagen que se obtendría en la retina del objeto extenso seleccionado en la sección A, teniendo en cuenta las lentes que hemos añadido en el foróptero virtual.

(9) Sección C: Prueba de los CCJ. Activando esta sección se permite realizar la prueba de los CCJ.

(10) Selección de la potencia del CCJ. Se puede elegir entre varias opciones desde $\pm 0.125D$ hasta $\pm 1.00D$.

(11) Botón para averiguar la orientación del cilindro corrector. Sitúa el CCJ con sus meridianos a 45° del eje del cilindro corrector. Dando click sobre la imagen, el software voltea el CCJ, de forma que en la ventana (15) se muestran consecutivamente las imágenes retinianas correspondientes a cada volteo con el test que hayamos elegido en (6).

(12) y (13) Permiten girar el CCJ junto con la corrección cilíndrica del foróptero.

(14) Botón para averiguar la potencia del cilindro corrector. Sitúa el CCJ con uno de sus meridianos paralelo al eje del cilindro corrector. Dando click sobre la imagen, el software voltea el CC, de forma que en la ventana (15) se muestran consecutivamente las imágenes retinianas correspondientes a cada volteo con el test que hayamos elegido en (6).

(15) Ventana de visualización de las imágenes retinianas calculadas.

(16) Sección “Refracciones alternativas”. Permite almacenar diferentes refracciones para una comparación rápida de la imagen retiniana que se obtiene con cada una de ellas.

(17) Botón “Panel de Control”. Permite cambiar las opciones de muestreo de la pupila para el cálculo de la PSF y activar o no el efecto Styles Crawford.

(18) Botón “Módulo Zernikes”. Permite cambiar, si así se desea, los coeficientes de Zernike cargados en (1).

(19) Botón “Métricas visuales” permite calcular la métrica VSOTF para una corrección determinada.

1.5.3 Repetibilidad y reproducibilidad de la refracción virtual

Perches et al. estudiaron la repetibilidad y la reproducibilidad del proceso de refracción virtual [Perches 2016b]. Se utilizaron tres perfiles aberrométricos de forma que 50 examinadores externos valoraban las imágenes obtenidas en cada paso de la refracción virtual. La refracción virtual estaba guiada siempre por el mismo optometrista experto. Cada examinador externo valoraba el mismo perfil aberrométrico tres veces. Los valores de desviación estándar en el estudio de repetibilidad (variación del resultado de la refracción virtual intraexaminador) fueron menores de $\pm 0.25D$. En cuanto a la reproducibilidad, es decir, las diferencias encontradas en el resultado de la refracción virtual para diferentes examinadores externos, la desviación estándar se mantenía en la mayoría de los casos menor de $\pm 0.25D$. Se estudió la dependencia de la refracción virtual con el tamaño pupilar, encontrando que la media de las diferencias no era clínicamente significativa (menor de $0.25D$). Sólo en el caso del perfil aberrométrico con mayor cantidad de astigmatismo no corregido se encontraron diferencias en la componente M encontrada con diferente tamaño pupilar y resultados peores en la reproducibilidad (desviación estándar mayor de $1.00D$).

En este estudio se comparaban, a modo de ejemplo, los resultados de la refracción virtual para cada aberrometría con los resultados de la refracción subjetiva convencional, pero no se realizó un estudio sistemático de la validez del procedimiento de refracción virtual, que es uno de los objetivos que se proponen en el presente trabajo.

2. Objetivos

El objetivo principal de este trabajo es la validación y comparación de diferentes métodos de refracción (subjetivos y objetivos) basados en aberrometría. Este objetivo principal se puede desglosar en los siguientes objetivos secundarios:

1. Validación del proceso de refracción subjetiva virtual a partir de aberrometría, comparando estadísticamente los resultados obtenidos con los de una refracción subjetiva monocular.
2. Comparación de los resultados obtenidos en la refracción subjetiva con dos métodos distintos de refracción objetivos: un proceso de refracción objetiva guiado por métrica (VSOTF) y el cálculo de la refracción objetiva directamente a partir de los coeficientes de Zernike.
3. Medida del grado de aceptación por parte de los pacientes de cada una de las cuatro refracciones anteriores (refracción subjetiva monocular, refracción subjetiva virtual, refracción objetiva guiada por métrica, refracción objetiva calculada a partir de los coeficientes de Zernike).

3. Metodología

3.1. Cálculo del tamaño de la muestra y selección de sujetos.

Como se explicará más adelante, en el estudio estadístico realizaremos contraste de hipótesis para comprobar si las diferencias entre los resultados obtenidos con diferentes métodos de refracción son estadísticamente significativas. El tamaño aproximado que ha de tener la muestra (N) se puede calcular en función del nivel de significación que se vaya a utilizar en el estudio estadístico y la potencia estadística que se quiere conseguir, y viene dado, si suponemos las distribuciones normales, por la ecuación (24) [Pértegas 2003]:

$$N = 2 \left(z_{1-\beta} + z_{1-\frac{\alpha}{2}} \right)^2 \frac{s^2}{d^2} \quad (24)$$

donde d es el valor mínimo de la diferencia a detectar entre dos medias, s es la desviación estándar en el grupo de referencia, y $z_{1-\frac{\alpha}{2}}$ y $z_{1-\beta}$ son dos parámetros que se relacionan con el nivel de significación y el poder estadístico del estudio respectivamente.

En nuestro estudio se tomará $\alpha=0.05$, es decir, consideraremos que hay un 5% de probabilidades de cometer un error tipo I (error cometido al rechazar la hipótesis nula cuando en realidad es verdadera). Este nivel de significación se corresponde con un parámetro $z_{1-\frac{\alpha}{2}} = 1.96$. Si queremos que la probabilidad de cometer un error tipo II en nuestro estudio estadístico (error cometido al aceptar la hipótesis nula cuando en realidad es falsa) sea similar, es decir de un 5%, el parámetro $z_{1-\beta}$ deberá ser 1.645. De esta forma el poder estadístico del test será de un 95%.

Además, podemos establecer el valor mínimo de la diferencia a detectar como 0.25D, ya que diferencias menores entre dos métodos de refracción las consideraríamos no significativas clínicamente. En cuanto a s, nuestro método de referencia sería el de refracción subjetiva y, según los datos encontrados en la revisión bibliográfica del apartado 1.1, podemos considerar una varianza de 0.25D.

Con estos datos, y aplicando la ecuación 24, se calcula que el tamaño de la muestra necesario para tener un poder estadístico del 95% es 26.

Los sujetos incluidos no presentan patologías oculares y no están operados de cirugía refractiva. Se excluyen los ojos que presentan opacidades corneales o cataratas y los que presentan AV<0.8 con su corrección habitual.

El número final de sujetos participantes en el estudio es de 34 (67 ojos, ya que uno de los sujetos presentaba AV<0.8 con su corrección habitual en un ojo), con edades comprendidas entre 23 y 55 años.

La media del equivalente esférico de la muestra utilizada es de $-1.91D \pm 2.34D$, con un valor máximo de cilindro de 3.25D.

Todas las pruebas se realizan en el Departamento de Física Aplicada de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Zaragoza.

3.2. Metodología para la consecución del objetivo 1.

Para la validación de la refracción virtual a partir de la aberrometría, primero se realiza la aberrometría y la refracción subjetiva monocular de cada sujeto. Con los datos aberrométricos se realiza el proceso de refracción virtual. Por último, se comparan estadísticamente los resultados obtenidos con ambos métodos: refracción subjetiva y refracción virtual.

3.2.1 Medida de la refracción subjetiva monocular y la aberrometría

El protocolo de toma de medidas para cada ojo es el siguiente:

1. Examen con lámpara de hendidura (CD-1 de Topcon), para descartar los ojos que presenten opacidades corneales o cataratas.
 2. Toma de la AV monocular con la corrección habitual.
 3. Medida de la aberrometría ocular. Con el aberrómetro i-Trace se realizan tres medidas de aberrometría sobre cada ojo. La medida se realiza a oscuras, de forma que el tamaño pupilar sea el máximo posible y con el otro ojo ocluido.
 4. Con el aberrómetro se realiza otra medida para tomar el diámetro pupilar (pupila de entrada del ojo), esta vez en las condiciones de iluminación que se utilizarán en la refracción subjetiva, que se mantienen igual para todos los sujetos con luz artificial.
 5. Refracción subjetiva monocular. Los optotipos (negro sobre fondo blanco) se muestran en un monitor Optotab Office de SmartThing4Vision (<https://www.smarthings4vision.es/productos/optotab-office/>). El optotipo utilizado son líneas de 5 letras, el examinador encargado de hacer la refracción puede cambiar las líneas de letras aleatoriamente. El paso de una línea a otra de AV es de 0.10 logMAR. El esquema del protocolo seguido en la refracción subjetiva se muestra en la figura 10.
- Se parte miopizando +2D sobre el valor de la esfera de corrección que proporciona el aberrómetro y se desmiopiza en pasos de -0.25D hasta llegar a AV=0.32 (0.5 logMAR).

Se considera que el paciente ha superado una línea de AV cuando lee al menos 4 de las 5 letras.

- Se realiza el test de la esfera horaria para la corrección parcial del cilindro.
- Se sigue desmiopizando en pasos de $-0.25D$ hasta alcanzar $AV=0.63$ ($0.20 \log MAR$).

- Se realiza el test de los cilindros cruzados de Jackson (CCJ) con CCJ de $\pm 0.25D$. Si no se ha detectado cilindro con la esfera horaria, el afinamiento del eje comienza en 180° . Si se ha encontrado corrección cilíndrica con la esfera horaria partimos de ese valor de eje $+10^\circ$. El optotipo utilizado es un conjunto de puntos que subtiende un tamaño angular de 0.84° . Para mantener el equilibrio meridional durante el desarrollo del test CCJ, al afinar la potencia se añade $+0.25D$ de esfera por cada $-0.50D$ de cilindro.

- Se desmiopiza en pasos de $-0.25D$ hasta alcanzar el valor máximo de AV.
- Por último se comprueba la eficacia del cilindro corrector.

Al resultado obtenido en la refracción subjetiva monocular (S, C y alpha) lo denominaremos a lo largo del trabajo “refracción subjetiva”.

3.2.2 Obtención de la refracción virtual con el simulador

Con los valores de aberrometría medidos en cada ojo se procede a realizar una refracción subjetiva virtual con el simulador de refracción subjetiva descrito en la introducción.

Primero es necesario tratar los datos aberrométricos. En cada medida el aberrómetro proporciona el valor de los coeficientes de Zernike hasta orden $n=7$ para el tamaño de pupila que el paciente presenta en el momento de la medida. Por tanto, para poder promediar los valores, primero han de recalcularse los coeficientes de Zernike de cada medida para el mismo tamaño de pupila [Dai 2006], en este caso para el tamaño pupilar del paciente medido en condiciones normales de iluminación (son las condiciones en las que realiza la refracción subjetiva monocular). Una vez se tiene el valor de los coeficientes para el mismo tamaño pupilar, se calcula la media de los tres valores obtenidos para cada coeficiente y su desviación típica. Estos valores medios son los que utilizaremos para simular las imágenes en el simulador de refracción subjetiva.

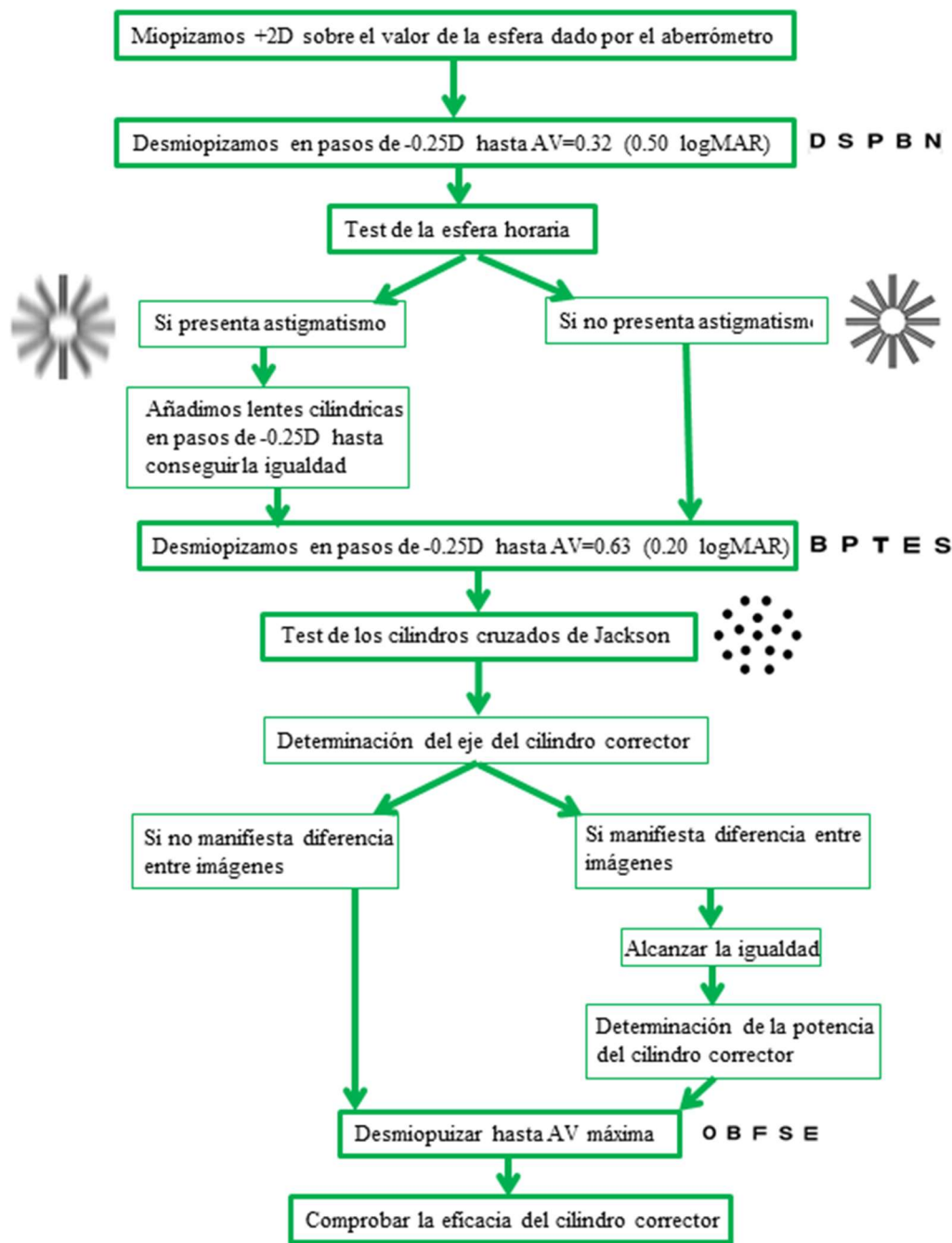


Figura 10: Esquema del protocolo de refracción subjetiva monocular.

Una vez cargados los datos aberrométricos medios en el simulador, el protocolo para la refracción subjetiva virtual es similar al protocolo de refracción subjetiva mostrado en la Figura 10. El optotipo utilizado es una línea de 5 letras (el simulador tiene almacenadas combinaciones diferentes de letras que se muestran aleatoriamente durante el proceso de refracción) y un patrón de puntos de tamaño angular 0.84° para la prueba de los CCJ. Un examinador externo (en todos los casos, la autora de este TFG), situado a unos 60cm de la pantalla, realiza el protocolo de la Figura 10 con el simulador y valora las imágenes

retinianas calculadas. De esta forma, el examinador externo puede realizar la desmiopización en pasos de -0.25D, valorar la esfera horaria añadiendo potencia cilíndrica cuando sea necesario, y realizar el test de los CCJ, valorando la igualdad o no de las imágenes calculadas en cada volteo.

La lente correctora obtenida al final del proceso en el foróptero virtual (S, C, alpha) se denomina de ahora en adelante “refracción virtual”.

3.2.3 Análisis estadístico de los resultados de refracción subjetiva y refracción virtual

Como la refracción subjetiva es el procedimiento que se considera de referencia para encontrar la lente esferocilíndrica que mejor compensa el error refractivo ocular, se comparan los valores obtenidos con la refracción virtual con el valor obtenido con la refracción subjetiva monocular.

Para ello se transforman los valores de S, C y α obtenidos con cada método a las componentes M, J₀ y J₄₅ con las ecuaciones (25), (26) y (27).

$$M = S + \frac{C}{2} \quad (25)$$

$$J_0 = -\frac{C}{2} \cos 2\alpha \quad (26)$$

$$J_{45} = -\frac{C}{2} \sin 2\alpha \quad (27)$$

A la hora de analizar los resultados obtenidos, se debe decidir si se pueden analizar los datos de todos los ojos de manera independiente o no. Como el objetivo es la comparación de dos métodos diferentes, podemos comprobar si hay correlación entre las diferencias encontradas en las componentes entre los dos métodos para el conjunto de ojos derechos y el conjunto de ojos izquierdos. Para ello se utiliza el coeficiente de correlación de Pearson. En el caso en que el coeficiente de correlación sea significativo (es decir, el valor $p < 0.05$) se analizan estadísticamente los resultados separando los ojos en dos grupos (ojos derechos e izquierdos) y se comprueba que se obtienen los mismos resultados que analizando todos los ojos juntos. En el caso de la refracción subjetiva y la refracción virtual se obtiene que la muestra puede tratarse como un conjunto de 67 ojos independientes.

Con la muestra de 67 ojos se realiza la comparación entre los dos métodos de refracción (subjetivo y virtual) mediante gráficas Bland Altman para cada una de las componentes, M, J₀ y J₄₅. En el eje y se muestra la diferencia entre los valores de cada componente obtenidos mediante los dos métodos, y en el eje x se muestra la media de los valores de

las componentes obtenidas con ambos métodos. En la misma gráfica se muestra además la media de las diferencias y los límites de acuerdo (LoA), calculados como $\pm 1.96 \cdot \text{STD}$, siendo STD la desviación estándar de la media de las diferencias.

En segundo lugar, además del análisis Bland Altman, que da información cualitativa de la diferencia en las componentes de refracción obtenidas con los dos métodos, analizamos las diferencias mediante test de contraste estadístico.

Para ello, en primer lugar se comprueba si la distribución de las diferencias de M, J₀ y J₄₅ es compatible con una distribución normal con el test de Kolmogorov Smirnov. Si la distribución es normal, se analiza con el test t-student y, si no es normal, se analiza con el test no paramétrico de Wilcoxon para muestras pareadas.

Con ambos test se utiliza la hipótesis nula de que la media de las diferencias (en el caso del t-student) o la diferencia entre las distribuciones de la componente obtenida por cada uno de los dos métodos que se comparan (en el caso del test de Wilcoxon) es igual a cero. La hipótesis alternativa inicial es que la diferencia es distinta de cero con un nivel de significación de 0.05. Si el valor de p es menor de 0.05, significará que la diferencia es estadísticamente significativa. En ese caso, se vuelven a analizar las distribuciones con las hipótesis alternativas de que la diferencia es mayor o menor que cero.

3.3. Metodología para la consecución del objetivo 2.

Para la consecución del objetivo 2 se han de calcular dos tipos de refracción objetiva a partir de la aberrometría, la refracción objetiva a partir de los coeficientes de Zernike y la refracción guiada por métrica. Los resultados de ambos métodos se compararán estadísticamente con la refracción subjetiva monocular.

3.3.1 Refracción objetiva a partir de los coeficientes de Zernike

La refracción objetiva en componentes M, J₀ y J₄₅ se puede obtener directamente a partir de los coeficientes de Zernike de bajo y de alto orden (hasta orden n=6) con las ecuaciones (5), (6) y (7), tal y como se explica en el apartado 1.3.3 de la Introducción.

Como de cada ojo tenemos tres aberrometrías, calcularemos M, J₀ y J₄₅ para cada una de ellas y luego calcularemos la media de cada componente junto con su desviación típica. Este valor de refracción objetiva medio está calculado en el plano de la pupila de entrada del ojo, que es el plano donde el aberrómetro calcula la aberración de frente de onda y los coeficientes de Zernike. En cambio, los valores de las componentes de refracción subjetiva están medidos en el plano del foróptero. Por tanto, para poder comparar los

valores de esta refracción objetiva con los valores obtenidos en la refracción subjetiva, tenemos que expresar ambas refracciones en el mismo plano. Para ello, convertimos los valores de M , J_0 y J_{45} obtenidos en la refracción objetiva a S , C y α con ayuda de las ecuaciones (8), (9), (10), (11) y (12), y realizamos la distometría en los dos meridianos principales para calcular el valor de la refracción en un plano 12 mm por delante del vértice corneal.

3.3.2 Refracción guiada por métrica

En el caso de realizar una refracción virtual con el simulador, es un examinador externo el que valora las imágenes retinianas calculadas en cada paso de la refracción. Se puede obtener otro resultado diferente si en lugar de valorar subjetivamente las imágenes, éstas se valoran objetivamente con ayuda de una métrica durante el proceso de refracción. En este caso utilizamos la métrica VSOTF. En cada paso del protocolo se calcula el valor de la métrica a partir de la OTF (ecuación 16), calculada a su vez como la transformada de Fourier del módulo al cuadrado de la PSF (ecuaciones 14 y 15).

El protocolo del algoritmo programado para la refracción objetiva guiada por métrica se muestra en la Figura 11.

-Se calcula la refracción objetiva en M , J_0 y J_{45} a partir de los coeficientes de Zernike medios para cada ojo con las ecuaciones (5), (6) y (7) y se transforman en componentes de esfera (S), cilindro (C) y eje (α) con las ecuaciones (8), (9), (10), (11) y (12).

Se realiza la distometría para hallar el valor de S y C en un plano a 12mm del vértice corneal.

-Se añade una corrección cilíndrica de partida si el valor del cilindro calculado en la refracción objetiva es mayor de 1D en módulo. Se corrige parcialmente de forma que se deja 0.50D del cilindro sin corregir.

-Con los datos aberrométricos y, en su caso, la corrección cilíndrica parcial, se calcula el valor inicial de VSOTF.

-Se calcula la métrica añadiendo esferas (positivas o negativas) en pasos de 0.50D. Se siguen añadiendo lentes esféricas mientras el valor de la métrica aumente. El proceso finaliza cuando el valor de la métrica disminuye por primera vez (máximo local). Una vez conseguido el valor de esfera que da la mejor métrica, se calcula el valor de métrica

con +0.25D de esfera y -0.25D de esfera. El programa se queda con el valor de esfera con el que se consigue mayor valor de métrica.

-Se realiza el test de los CCJ guiado por métrica partiendo del valor de cilindro y eje encontrado en la refracción objetiva o partiendo de cero en caso de que no se haya parcializado la corrección cilíndrica.

-Medida del eje de la corrección cilíndrica. Se añade la fase correspondiente a un CCJ con los meridianos a 45° de la orientación de la corrección cilíndrica. Se calcula la fase cuando se gira el CCJ junto con la corrección cilíndrica en pasos de 15 grados desde el eje-90 hasta eje+90. Para cada giro se calcula la métrica VSOTF para los dos volteos del CCJ, de forma que el programa se queda con el eje del cilindro corrector que da la menor diferencia de métrica entre volteos. Si hay más de un eje para el cual la diferencia es mínima, se da como valor de eje el de partida. En un segundo paso, con el eje resultante, se repite el procedimiento girando de 5 en 5 grados desde eje-15 hasta eje+15. Por último, con el eje que da la mejor métrica en pasos de 5 grados, se repite el procedimiento girando de grado en grado desde eje-4 hasta eje+4.

-Medida de la potencia de corrección cilíndrica. Se calcula la fase del CCJ orientado con cada uno de sus meridianos paralelo al eje del cilindro corrector. Para cada volteo se calcula la métrica y se añade +0.25D o -0.25D de cilindro según el volteo que ha dado mayor métrica. Tras la variación de 0.50D de potencia cilíndrica se añade la correspondiente potencia esférica para mantener el equilibrio meridional. El proceso se repite hasta que la diferencia de métrica entre volteos cambie de signo.

- Afinamiento final de esfera: Se añade esfera positiva y negativa en pasos de 0.25D mientras aumente el valor de métrica. El proceso finaliza tras encontrar la primera disminución del valor de métrica.

- Afinamiento de cilindro. Se añade cilindro de +0.25D y -0.25D y se calcula la métrica. El valor final del cilindro es que proporciona el mayor valor de métrica.

3.3.3 Análisis estadístico de los resultados de refracción objetiva y refracción guiada por métrica

De manera similar a la indicada en el apartado 3.2.3 se comprueba que puede tratarse la muestra como un conjunto de 67 ojos independientes.

Para comparar los valores obtenidos con cada uno de los métodos de refracción (refracción objetiva y refracción guiada por métrica) con el valor obtenido con la refracción subjetiva monocular se realiza el mismo análisis que el explicado en el apartado 3.2.3.

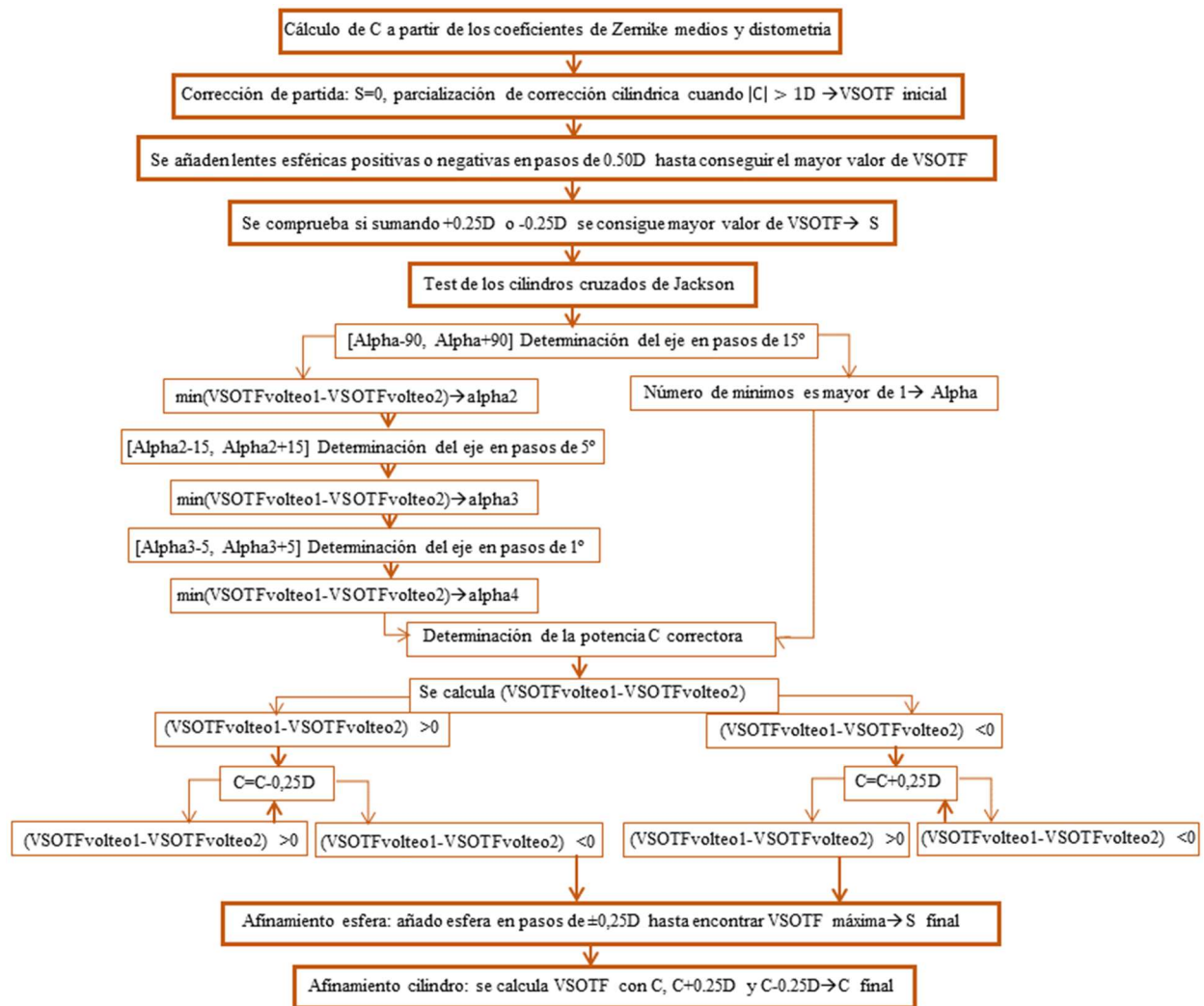


Figura 11: Esquema del protocolo de refracción objetiva guiada por métrica

3.4. Metodología para la consecución del objetivo 3.

El objetivo 3 trata de determinar el grado de aceptación de la refracción obtenida con cada uno de los cuatro métodos de refracción (refracción subjetiva, refracción virtual, refracción objetiva y refracción guiada por métrica). Por tanto, se cita de nuevo a los sujetos del estudio para que valoren subjetivamente cada una de las refracciones.

De los 34 pacientes que participaron en el estudio, se pudieron volver a citar 29, obteniendo un total de 57 ojos.

3.4.1 Protocolo de medida de AV y elección de la mejor corrección

El protocolo seguido con cada sujeto es el siguiente:

-Medida de la AV monocular con cada una de las cuatro refracciones. La medida de la AV se realiza de manera descendente, comenzando por líneas de letras de AV=3.2 (-0.50 logMAR) y bajando el valor de AV (en pasos de 0.10 logMAR) hasta que el sujeto es capaz de leer cuatro de las cinco letras que componen la línea.

-Elección de una de las refracciones. Se muestra una línea de letras de AV igual a una línea inferior a la máxima que ha podido reconocer en la medida de la AV con cualquiera de las correcciones. Se muestran las cuatro refracciones seguidas y el sujeto ha de elegir cuál es la mejor.

-Valoración de las refracciones. El sujeto ha de asignar una puntuación de 0 a 5 a cada una de las correcciones en base a cómo percibe una línea de letras de una línea de AV inferior a la máxima obtenida con cualquiera de las cuatro.

Las correcciones se muestran en un foróptero automático (CV 5000 de Topcon) donde se pueden almacenar en memoria hasta cuatro refracciones distintas para su comparación.

El orden en que se muestran las refracciones a los diferentes sujetos ha sido aleatorizado por una tercera persona, de forma que ni el sujeto ni el examinador conocen con qué método se ha calculado cada refracción que se prueba.

3.4.2 Análisis estadístico del grado de aceptación de las correcciones.

Para analizar los datos obtenidos en el punto 3.4.1 se calcula la puntuación media obtenida por cada una de las correcciones y la media de la agudeza visual en escala logMAR. Por otra parte, se analizan estadísticamente las diferencias de puntuación obtenidas en los diferentes métodos, de forma similar a lo explicado en los apartados 3.2.3 y 3.3.3.

4. Resultados

4.1 Comparación entre la refracción subjetiva y la refracción virtual.

En la Figura 12 se muestran las gráficas Bland Altman para cada una de las componentes M, J₀ y J₄₅ obtenidas con la refracción subjetiva y con la refracción virtual. En cada gráfica se muestra una línea central, que marca el valor de la media de las diferencias, y dos líneas que marcan los límites de acuerdo del 95% superior e inferior.

En la Tabla 1 se muestran los valores de la media de las diferencias junto con su desviación típica. Los valores de la media de las diferencias para las tres componentes son inferiores a 0.125D. El mayor valor de desviación estándar (>0.5) se obtiene en la componente M. Las componentes J₀ y J₄₅ presentan desviaciones estándar en torno a 0.25D.

Tabla 1: Media y desviación estándar de las diferencias entre la refracción subjetiva y la virtual para cada una de las componentes de la refracción

SUBJETIVA-VIRTUAL	Media (D)	STD (D)
difM=M(sub)-M(virt)	0.032	0.535
difJ ₀ =J ₀ (sub)-J ₀ (virt)	-0.009	0.283
difJ ₄₅ =J ₄₅ (sub)-J ₄₅ (virt)	0.008	0.231

En la Tabla 2 se muestran los resultados del valor de p obtenido con el análisis estadístico. Al lado del valor de p se muestra entre paréntesis la hipótesis alternativa ($\mu \neq 0$, $\mu < 0$ o $\mu > 0$). Al lado de cada componente se muestra el test aplicado, t-student si la distribución es normal o el test de Wilcoxon para muestras pareadas si la distribución no es normal.

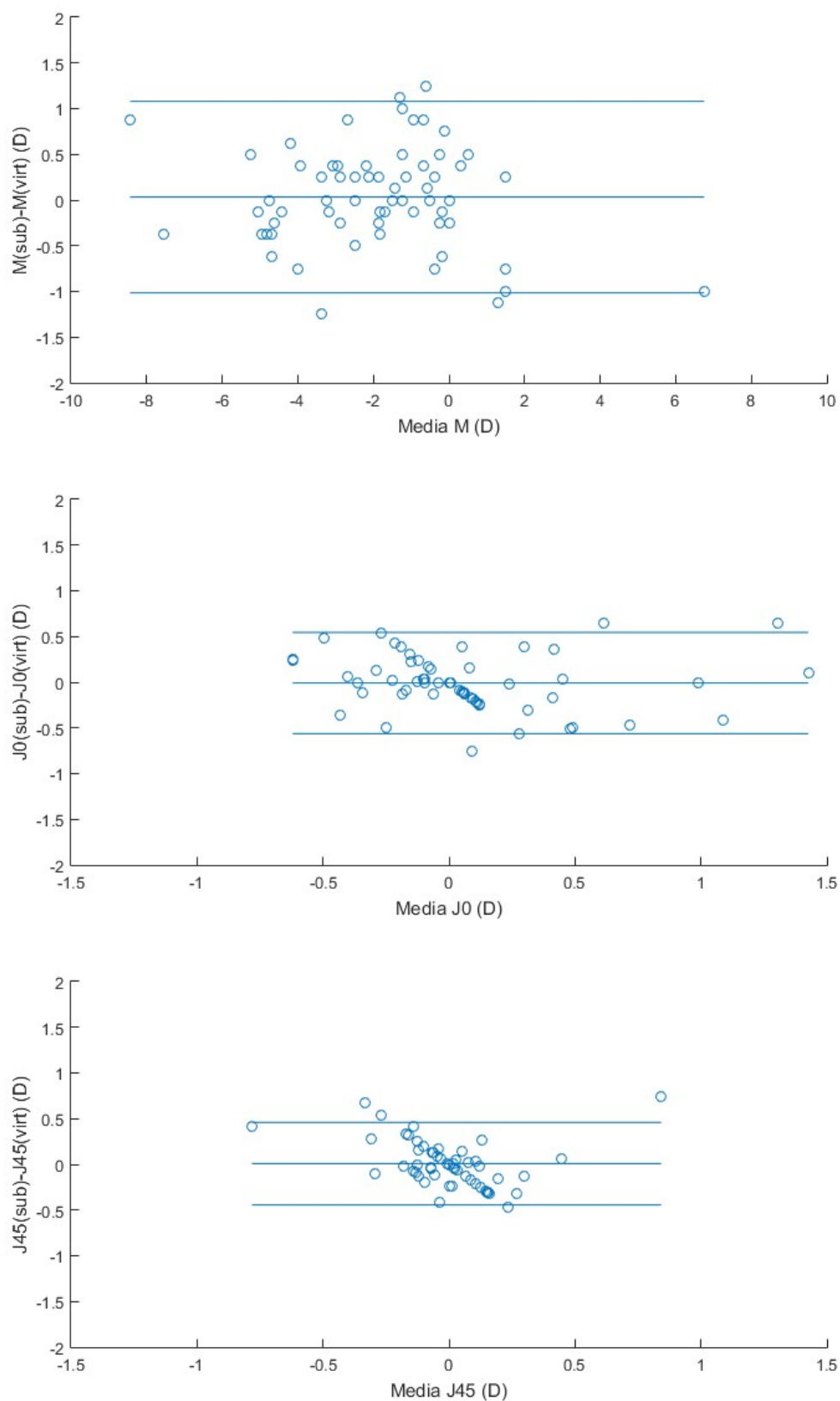


Figura 12: Gráficas Bland Altman para cada una de las componentes M, J_0 y J_{45} obtenidas con el método de refracción virtual y con el método de refracción subjetiva monocular.

Tabla 2: Valores de p obtenidos en el análisis estadístico de las diferencias entre los resultados obtenidos con la refracción subjetiva y la virtual.

SUBJETIVA-VIRTUAL	M (t-student)	J ₀ (Wilcoxon)	J ₄₅ (Wilcoxon)
Valor p	0.629 ($\mu \neq 0$)	0.758 ($\mu \neq 0$)	0.760 ($\mu \neq 0$)

El análisis estadístico muestra que no podemos rechazar la hipótesis nula, es decir, las diferencias entre el método de refracción subjetiva y el de refracción virtual no son estadísticamente significativas para ninguna de las componentes de refracción.

4.2 Comparación entre la refracción subjetiva y la refracción guiada por métrica.

En la Figura 13 se muestran las gráficas Bland Altman para cada una de las componentes M, J₀ y J₄₅ obtenidas con la refracción subjetiva y con la refracción guiada por métrica, resaltando el valor de la media de las diferencias y los límites de acuerdo del 95%.

En la Tabla 3 se muestran los valores de la media de las diferencias y su desviación estándar. La media de las diferencias para las componentes J₀ y J₄₅ son menores de 0.125, mientras que para la componente M la media de las diferencias es de 0.40D, es decir, la refracción subjetiva da valores de M en media más positivos que la refracción guiada por métrica. En cuanto a las desviaciones estándar, los valores para J₀ y J₄₅ presentan valores en torno a 0.25D, mientras que para la componente M la desviación típica está en torno a 0.50D.

Tabla 3: Media y desviación estándar de las diferencias entre la refracción subjetiva y la refracción guiada por métrica para cada una de las componentes de la refracción

	Media (D)	STD (D)
difM=M(sub)-M(met)	0.399	0.458
difJ ₀ =J ₀ (sub)-J ₀ (met)	-0.074	0.241
difJ ₄₅ =J ₄₅ (sub)-J ₄₅ (met)	0.003	0.231

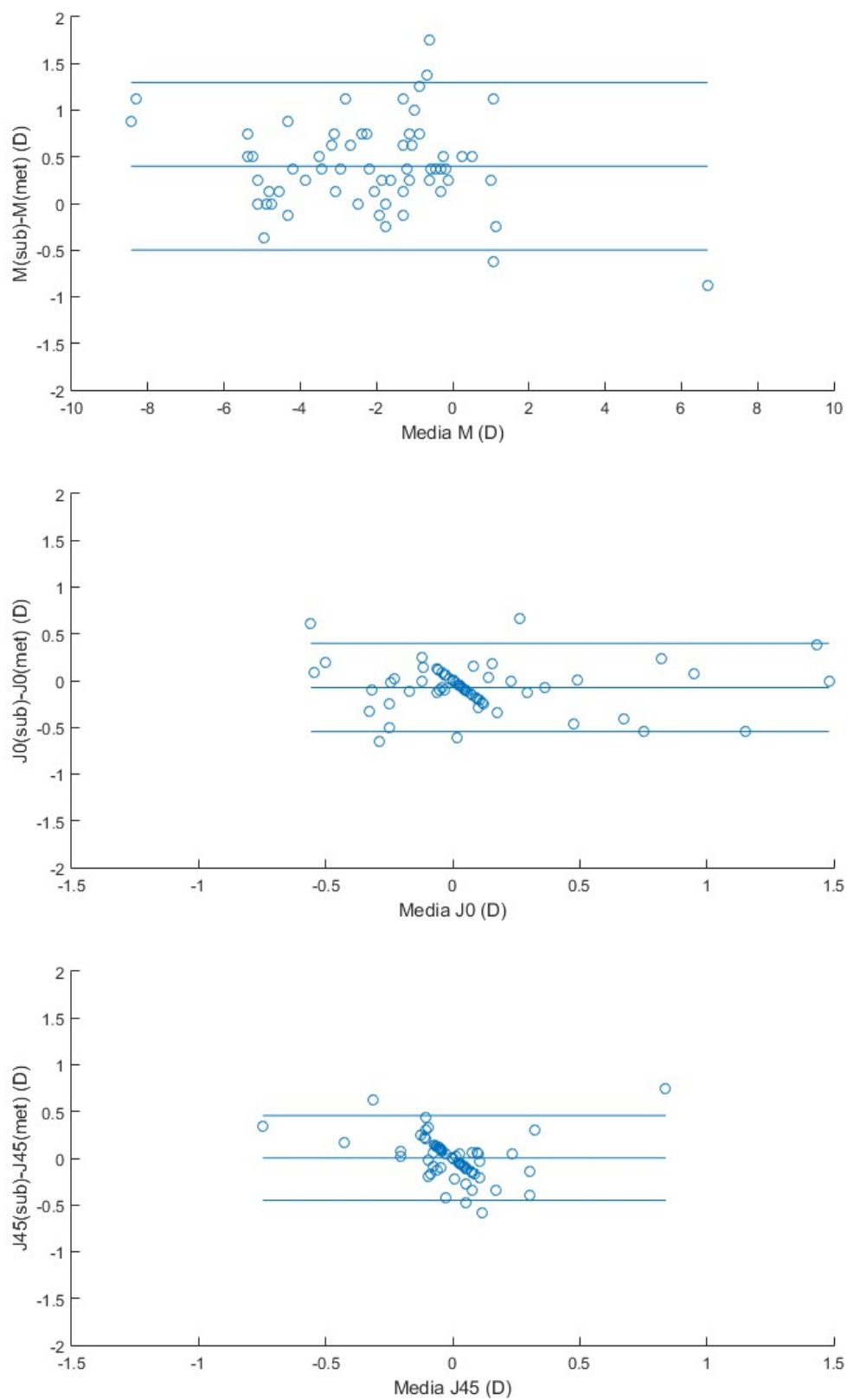


Figura 4: Gráficas Bland Altman para cada una de las componentes M, J_0 y J_{45} obtenidas con el método de refracción subjetiva y el método de refracción guiada por métrica.

En la Tabla 4 se muestran los resultados del valor de p obtenido con el análisis estadístico. En el caso de la componente J_{45} , la diferencia entre los valores obtenidos por ambos métodos no es estadísticamente significativa. Para M y J_0 la diferencia sí es significativa. En el caso de M, la hipótesis alternativa es que la diferencia es mayor que cero y en J_0 , menor que cero.

Tabla 4: Valores de p obtenidos en el análisis estadístico de las diferencias entre los resultados obtenidos con la refracción subjetiva y la refracción guiada por métrica.

SUBJETIVA-MÉTRICA	M (Wilcoxon)	J_0 (t-student)	J_{45} (Wilcoxon)
Valor p	0.720×10^{-9} ($\mu > 0$)	0.007 ($\mu < 0$)	0.964 ($\mu \neq 0$)

4.3 Comparación entre la refracción subjetiva y la refracción objetiva a partir de los coeficientes de Zernike.

En la Figura 14 se muestran las gráficas Bland Altman para cada una de las componentes M, J_0 y J_{45} obtenidas con la refracción subjetiva y con la refracción objetiva calculada a partir de los coeficientes de Zernike, resaltando el valor de la media de las diferencias y los límites de acuerdo del 95%.

En la Tabla 5 se muestran los valores de la media de las diferencias y su desviación estándar. Para las componentes J_0 y J_{45} la media de las diferencias es menor de 0.125D, mientras que para la componente M, la refracción subjetiva en media alcanza valores más positivos (en torno a 0.30D) que la refracción objetiva.

Tabla 5: Media y desviación estándar de las diferencias entre la refracción subjetiva y la refracción objetiva calculada a partir de los coeficientes de Zernike para cada una de las componentes de la refracción

	Media (D)	STD (D)
$\text{difM} = M(\text{sub}) - M(\text{obj})$	0.327	0.549
$\text{difJ}_0 = J_0(\text{sub}) - J_0(\text{obj})$	-0.117	0.310
$\text{difJ}_{45} = J_{45}(\text{sub}) - J_{45}(\text{obj})$	-0.009	0.251

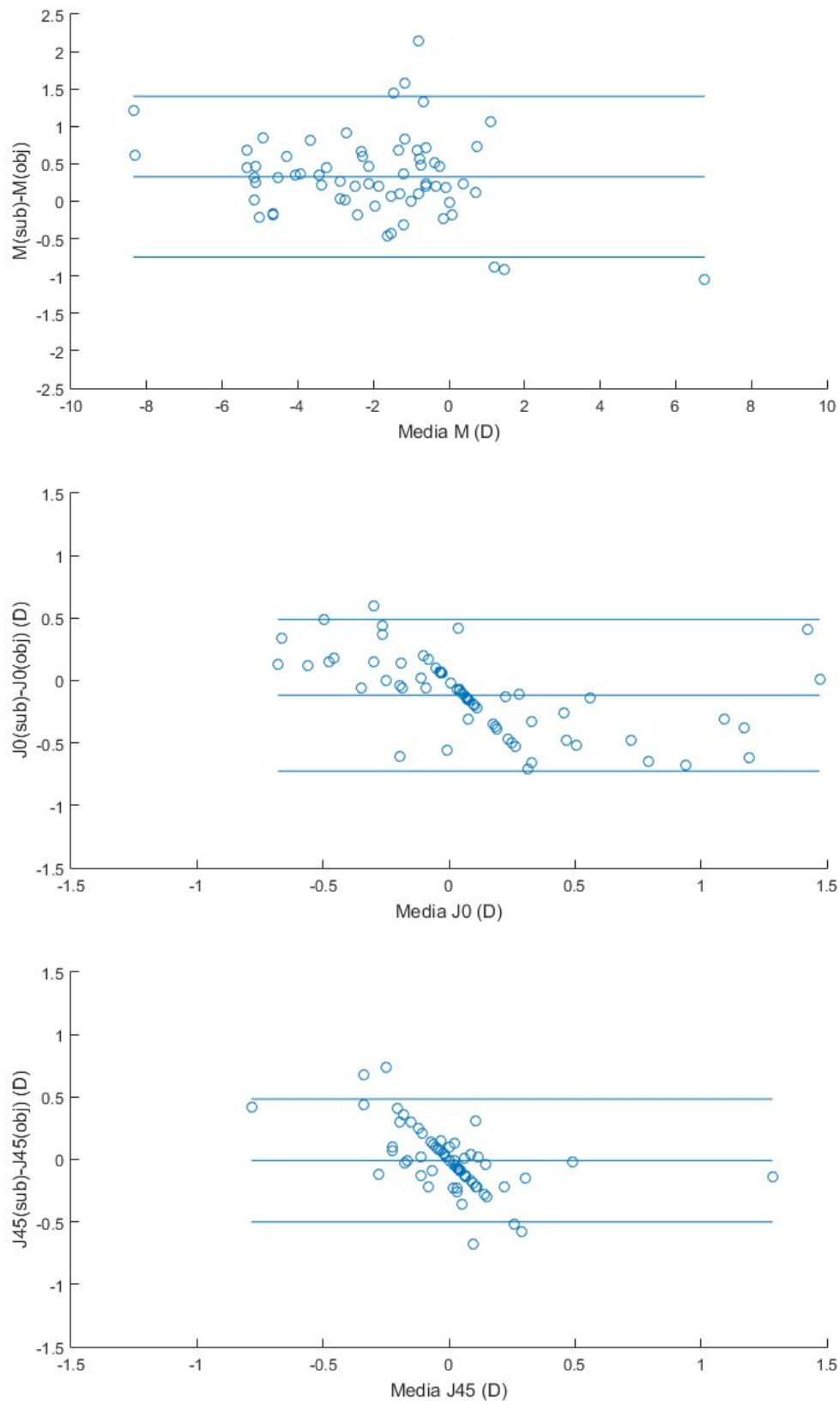


Figura 14: Gráficas Bland Altman para cada una de las componentes M, J₀ y J₄₅ obtenidas en la refracción subjetiva y la refracción objetiva calculada a partir de los coeficientes de Zernike.

En la Tabla 6 se muestran los resultados del valor de p obtenidos con el análisis estadístico. La diferencia entre la refracción subjetiva y la refracción objetiva no es estadísticamente significativa para la componente J₄₅, pero sí para las componentes M y J₀. En el caso de M se acepta la hipótesis alternativa de que el valor obtenido en la refracción subjetiva es más positivo que el obtenido con la refracción objetiva, mientras que para J₀ la hipótesis alternativa es que la diferencia es menor que cero.

Tabla 6: Valores de p obtenidos en el análisis estadístico de las diferencias entre los resultados obtenidos con la refracción subjetiva y la refracción objetiva calculada a partir de los coeficientes de Zernike.

SUBJETIVA-MÉTRICA	M (t-student)	J0 (t-student)	J45 (t-student)
Valor p	$0.355 \times 10^{-5} (\mu > 0)$	$0.001 (\mu < 0)$	$0.771 (\mu \neq 0)$

4.4 Resultados de aceptación de las diferentes refracciones por parte de los sujetos.

En la Figura 15 se muestran los resultados obtenidos en cuanto a la refracción preferida por cada uno de los 57 ojos analizados. Un 37% de los ojos examinados prefieren el resultado de la refracción guiada por métrica, un 26% prefieren la refracción objetiva a partir de los coeficientes de Zernike, un 23% prefieren la refracción subjetiva y un 14% prefieren la refracción virtual.

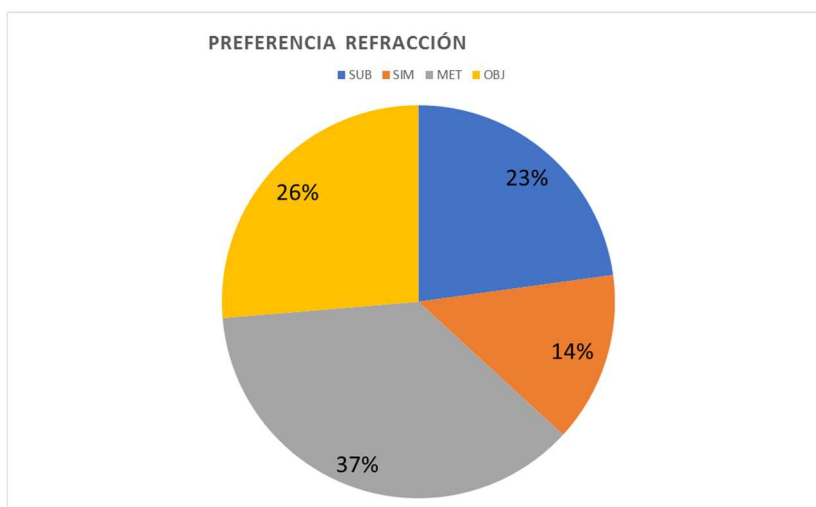


Figura 15: Porcentaje de refracción preferida en los ojos examinados.

En la Tabla 7 se muestra la AV media y la puntuación media (sobre 5) junto con sus desviaciones estándar. De nuevo la refracción mejor valorada en media es la guiada por métrica, seguida de la objetiva a partir de Zernike y la subjetiva. La peor valorada en media es la refracción virtual. Los valores de AV medios obtenidos con las diferentes refracciones son similares, con diferencias de sólo una línea de AV.

Tabla 7: Puntuación media (sobre 5) y AV media (logMAR) obtenida con cada una de las refracciones.

	Subjetiva	Virtual	Métrica	Objetiva
Puntuación media (sobre 5)	3.2±1.2	2.7±1.5	3.5±1.1	3.3±1.3
AV media (logMAR)	-0.1±0.1	0±0.2	-0.1±0.1	-0.1±0.1

En la Tabla 8 se muestra la media de las diferencias y su desviación estándar cuando se comparan las puntuaciones obtenidas con dos métodos de refracción diferentes. También se muestran los resultados del análisis estadístico de las diferencias de puntuaciones obtenidas entre las diferentes refracciones, así como el test utilizado (t-student o Wilcoxon para muestras pareadas) y la hipótesis alternativa. La media de las diferencias entre dos métodos de refracción no supera el valor de 1 punto. La media de las diferencias más alta se encuentra cuando se comparan la refracción virtual y la guiada por métrica (el signo negativo indica que la puntuación obtenida en la refracción guiada por métrica es mayor que en la virtual). Las diferencias de puntuación entre las refracciones virtual, guiada por métrica y objetiva y la refracción subjetiva no resultan estadísticamente significativas, aunque el valor de p obtenido para la diferencia entre subjetiva y virtual y subjetiva y guiada por métrica es menor de 0.1. La diferencia de puntuación sí es significativa entre el método de refracción virtual y el guiado por métrica, así como entre la refracción virtual y la objetiva. En ambos casos la diferencia es menor que cero, es decir, la puntuación obtenida con la refracción virtual es estadísticamente menor que la obtenida por los otros dos métodos. Entre el método de refracción guiada por métrica y el objetivo no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas.

Tabla 8: Media de las diferencias, desviación estándar y valores de p obtenidos en el análisis estadístico de las diferencias de puntuación entre los diferentes métodos de refracción.

	SUB-VIR (t-student)	SUB-MET (Wilcoxon)	SUB-OBJ (Wilcoxon)	VIR-MET (Wilcoxon)	VIR-OBJ (Wilcoxon)	MET-OBJ (Wilcoxon)
Media ±STD	0.49±2.12	-0.40±1.73	-0.09±1.92	-0.9±1.76	-0.58±2.10	0.3±1.67
Valor p	0.086 ($\mu \neq 0$) (t-student)	0.081 ($\mu \neq 0$) (Wilcoxon)	0.483 ($\mu \neq 0$) (Wilcoxon)	0.752×10^{-3} ($\mu < 0$) (Wilcoxon)	0.020 ($\mu < 0$) (Wilcoxon)	0.131 ($\mu \neq 0$) (Wilcoxon)

En el caso de la diferencia entre la refracción subjetiva y la virtual, y la refracción subjetiva y la guiada por métrica, como el valor de p obtenido es muy cercano al nivel de significación (0.05), se realiza el análisis con las hipótesis alternativas $\mu < 0$ y $\mu > 0$. En el caso de la comparación entre la refracción subjetiva y la virtual el valor de p resulta menor de 0.05 ($p=0.043$) con la hipótesis alternativa de que la diferencia es mayor que cero, es decir, la diferencia entre las puntuaciones obtenidas para la refracción subjetiva y la virtual también alcanza el umbral de significancia estadística elegido en este estudio. En el caso de la comparación entre la refracción subjetiva y la guiada por métrica se obtiene que la puntuación obtenida con la refracción subjetiva es significativamente menor que la obtenida con la refracción guiada por métrica ($p=0.040$).

5. Discusión

5.1 Comparación de los resultados obtenidos con cada uno de los tres métodos y la refracción subjetiva.

Según los resultados obtenidos en el apartado 4, la refracción virtual es la que presenta menores diferencias con respecto a la refracción subjetiva. Las gráficas Bland Altman, que comparan cada uno de los tres métodos (refracción virtual, objetiva y guiada por métrica) con la refracción subjetiva, muestran que la media de diferencias de la componente M en el caso de la refracción virtual es menor de 0.125D y menor a su vez que en la comparación de la refracción objetiva y la guiada por métrica con la refracción subjetiva, en los que la media de las diferencias para M es mayor de 0.25D. En todos los casos la media de las diferencias es positiva, lo que indica que en la refracción subjetiva se obtiene en media un valor de M más positivo que en cualquiera de los otros métodos. Para las componentes J_0 y J_{45} la media de las diferencias es menor que 0.125D en todos los casos, siendo el valor más alto el obtenido para la componente J_0 en el caso de comparar el método objetivo a partir de Zernike con el subjetivo. Estos resultados son corroborados por el análisis estadístico, que sólo encuentra diferencias significativas con la refracción subjetiva en el caso de la componente M de los dos métodos objetivos y en el caso de la componente J_0 de la refracción objetiva a partir de Zernike. Los niveles de acuerdo (95% LoA) son similares en los tres casos, alrededor de $\pm 1D$ para la componente M y alrededor de $\pm 0.5D$ para J_0 y J_{45} .

El acuerdo de la refracción virtual con la refracción subjetiva es mejor que el encontrado entre la refracción subjetiva y retinoscopía, ya que en esta última se encontraban valores entre 0.30 y 0.40D más positivos (en sujetos jóvenes) [Millodot 1978], similares a los obtenidos para la refracción objetiva a partir de Zernike y la guiada por métrica. En las componentes J_0 y J_{45} el nivel de acuerdo entre la refracción virtual y subjetiva es similar al encontrado cuando se compara la refracción subjetiva con el autorrefractómetro [Wosik 2019, Cleary 2009]. Para la componente M hay estudios que indican diferencias mayores de 0.125D entre la refracción subjetiva y el autorrefractómetro [Wosik 2019, Cleary 2009, Cooper 2011], aunque estas diferencias son menores que las encontradas en el presente trabajo para la refracción objetiva y la guiada por métrica.

En el caso del acuerdo entre la refracción objetiva a partir de los coeficientes de Zernike y la refracción subjetiva, los resultados son similares a los encontrados por Thibos et al. [Thibos 2004] y Wosik et al. [Wosik 2019], cuando sólo consideraban los coeficientes de

bajo orden. En el caso de Thibos et al., al considerar los coeficientes de Zernike de alto orden, la media de las diferencias encontrada para M era cercano a 0D, es decir, encontraban mejor acuerdo que el encontrado en este TFG.

En cuanto al acuerdo entre la refracción guiada por métrica y la refracción subjetiva, el resultado obtenido para las diferencias en M es peor que el encontrado por Thibos et al. [Thibos 2004], que encontró diferencias menores de 0.25D entre la refracción subjetiva y la refracción guiada por 23 métricas diferentes. En el trabajo de Thibos et al., el proceso de guiado por métrica era diferente al de nuestro trabajo, ya que partía de la refracción subjetiva con ciclopléjico y la aberrometría se medía sobre el ojo corregido. En el método seguido en nuestro trabajo se intenta seguir un procedimiento lo más parecido posible a la refracción subjetiva, partiendo de la parcialización del cilindro corrector.

En cuanto a los LoA, los valores encontrados en las gráficas Bland Altman para los tres métodos de refracción son similares a los encontrados en la bibliografía para el autorrefractómetro en el caso de M, pero entre 0.125D y 0.25D mayores en el caso de las componentes J_0 y J_{45} [Gajwani 2006, Cooper 2011, Wosik 2019]. Si comparamos los LoA con los encontrados al comparar otros métodos alternativos de refracción con la refracción subjetiva, se encuentran valores similares para M en el caso del método de Pujol et al. [Pujol 2017], aunque en el caso del Topcon BV 1000 [Dave 2004], Hervella et al. [Hervella 2018] y Otero et al. [Otero 2019] los LoA encontrados tanto para la componente M como para J_0 y J_{45} son menores que en el caso de los tres métodos estudiados en este TFG.

5.2 Factores que pueden influir en las diferencias encontradas entre métodos.

Uno de los factores que puede influir en las diferencias encontradas entre la refracción subjetiva y cualquiera de los tres métodos estudiados es la dispersión cromática. En los tres métodos de refracción estudiados los cálculos y simulaciones se realizan para una sola longitud de onda, al contrario que en la refracción subjetiva, donde se tiene mayor profundidad de foco debido a la dispersión cromática. También hay que tener en cuenta la capa de la retina donde se produce la reflexión en la aberrometría, ya que la medida se realiza en el infrarrojo (795nm). Teel et al. [Teel 2014] encontraron que las refracciones objetivas a partir de los coeficientes de Zernike de segundo orden resultaban más miópicas que la refracción subjetiva, y lo atribuyeron a que la reflexión para la longitud de onda de su aberrómetro (835nm) se producía detrás de la capa de fotorreceptores.

Otro factor que puede afectar a las diferencias entre métodos es el criterio de “máximo positivo para la máxima agudeza visual”. Este criterio se sigue en el proceso de refracción subjetiva y en el de refracción virtual, que son los dos métodos subjetivos utilizados en este trabajo. Según este criterio, los miopes resultan hipocorregidos. Esta cantidad de hipocorrección no es suficiente para disminuir la agudeza visual, pero es suficiente para minimizar la acomodación innecesaria y para maximizar el rango de visión nítida teniendo en cuenta la profundidad de foco. En los hipermetropes se consiguen estos mismos objetivos utilizando una esfera ligeramente más positiva que la necesaria para conjugar el infinito con la retina. De esta manera el plano objeto conjugado con la retina para el ojo corregido no es el infinito sino un plano objeto más cercano (plano hiperfocal) [Thibos 2004]. Este criterio no se sigue en el método de la refracción guiada por métrica ni en el método de refracción objetiva a partir de los coeficientes de Zernike, en el que se encuentra la lente que conjuga el infinito con la retina. Por este motivo la refracción subjetiva y la virtual proporcionan resultados más positivos para M que los otros dos métodos de refracción. Estos resultados, además, pueden ser debidos a que en el proceso de refracción subjetiva se tiene mayor control de la acomodación que en la medida aberrométrica.

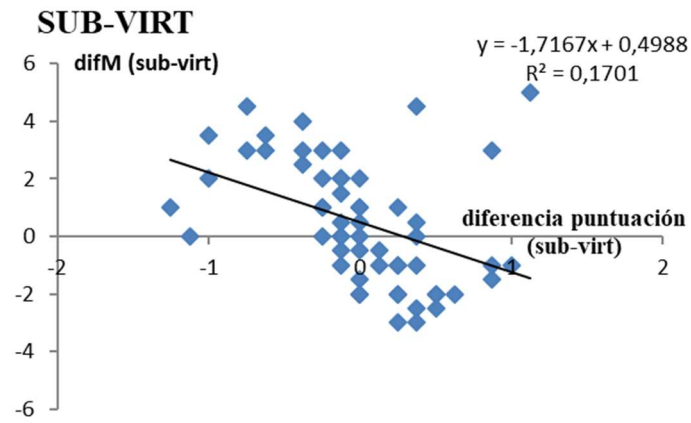
Por otra parte, la distancia objeto que se toma en el método de refracción virtual, en el guiado por métrica y en el de refracción objetiva a partir de Zernike es el infinito, pero no ocurre así en la refracción subjetiva, que se realiza, en este caso, con la pantalla situada a 5m del sujeto. Eso quiere decir que, en realidad, la refracción subjetiva debería proporcionar refracciones más miopes (0.20D más negativas) que cualquiera de los otros tres métodos. Si consideramos este factor, junto con la media de las diferencias obtenidas para cada método en relación con la refracción subjetiva, la media de las diferencias entre la refracción subjetiva y la virtual debería ser -0.17D, entre la refracción guiada por métrica y la refracción subjetiva debería ser 0.20D y entre la refracción objetiva a partir de los coeficientes de Zernike y la subjetiva debería ser 0.13D. En este caso la refracción virtual sería, en media, más positiva que la refracción subjetiva, lo que explicaría que los sujetos prefiriesen la refracción subjetiva a la virtual, obteniendo ésta última los peores resultados en cuanto a aceptación por parte de los pacientes.

Otro factor a tener en cuenta a la hora de comparar las diferentes refracciones es la distancia al vértice. Para los tres métodos presentados en este trabajo se considera una distancia desde el vértice posterior de la corrección a vértice corneal de 12mm, y una distancia a la pupila de entrada del ojo de 15mm. En la refracción subjetiva se ha intentado

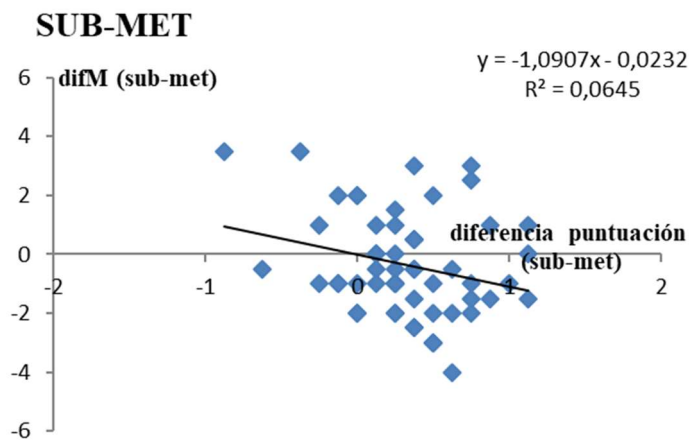
conseguir una distancia similar, aunque debido al uso del foróptero y a la fisionomía de cada sujeto, en muchos casos no ha sido posible. Además, es difícil mantener durante toda la refracción subjetiva la misma distancia debido a los movimientos relativos entre el sujeto y el foróptero. Sin embargo, este factor no afecta significativamente a los casos de refracciones menores de 5D, ya que, para esas refracciones, variaciones de 5mm en la distancia al vértice suponen una variación en la refracción menor de 0.125D.

5.3 Aceptación de las diferentes refracciones por parte de los sujetos.

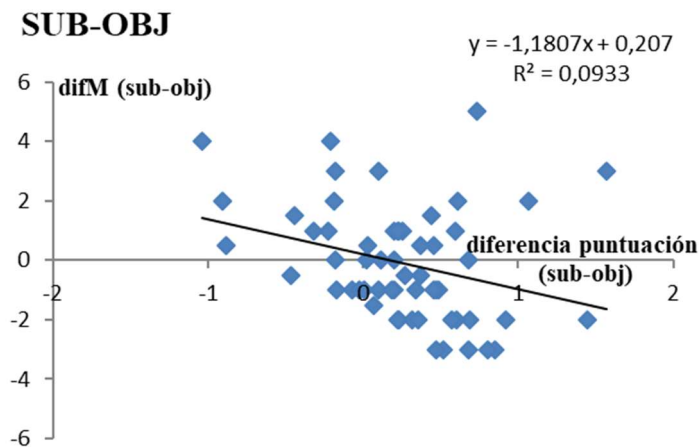
En cuanto a los resultados de aceptación de las diferentes refracciones por parte de los sujetos, el método más aceptado es el de la refracción guiada por métrica seguido de la refracción objetiva a partir de los coeficientes de Zernike, ambos con puntuaciones por encima de la obtenida por la refracción subjetiva. Estos datos contrastan con los obtenidos por Segura et al. [Segura 2015], que encontraron que la mayoría de sujetos preferían la refracción subjetiva a la objetiva calculada con los coeficientes de Zernike. El resultado obtenido en nuestro trabajo puede ser debido a que el resultado de ambas refracciones objetivas es más negativo que la refracción subjetiva, en la que se ha utilizado el máximo positivo para alcanzar la máxima agudeza visual. El sujeto podría sentirse más cómodo con una refracción más negativa, ya que en ese caso puede utilizar su acomodación para obtener la mejor imagen en retina. Esto se ilustra en la Figura 16, en la que se muestran los ajustes a una recta obtenidos al comparar la diferencia en M (difM) con la diferencia de puntuación para cada uno de los tres métodos de refracción estudiados. En todos los casos el ajuste es una recta con pendiente negativa, es decir, cuando la diferencia en M es más positiva (es decir, la refracción subjetiva tiene un valor más positivo que con cualquier otro método), la puntuación obtenida con la refracción subjetiva es menor que con cualquiera de los otros tres métodos. Para comprobar que esta tendencia es estadísticamente significativa, se calcula la correlación de Pearson entre las diferencias en M de cada refracción con la refracción subjetiva y las diferencias de puntuación obtenidas. Obtenemos un valor p menor de 0.05 (estadísticamente significativo) con la hipótesis alternativa de que la correlación es menor que cero en el caso de comparar cada uno de los métodos de refracción con la refracción subjetiva.



(a)



(b)



(c)

Figura 16: Representación gráfica y ajuste a una recta de la diferencia en M entre la refracción subjetiva y (a) refracción virtual, (b) refracción guiada por métrica y (c) refracción objetiva a partir de los coeficientes de Zernike, con respecto a la diferencia de puntuación obtenida para cada uno de los ojos examinados.

Según los datos de la Tabla 7, la AV media obtenida con cada uno de los cuatro métodos de refracción sólo se diferencian en una línea de AV. Al calcular la media de las diferencias de puntuación obtenidas entre dos métodos diferentes (Tabla 8), la mayor diferencia vemos que se obtiene al comparar la refracción virtual con la guiada por métrica, aunque la media de las diferencias en cualquier caso es menor de 1 punto. En cambio, los valores de desviación estándar calculados para la diferencia entre dos métodos son altos en todos los casos, con el valor máximo cuando se compara la refracción subjetiva y la virtual. Esto indica que, en este caso, aunque la media de las diferencias de puntuación sea menor de 0.5 puntos, hay sujetos que han percibido mucha diferencia entre ambas refracciones. Atendiendo al análisis estadístico, se encuentra que las diferencias de puntuación son estadísticamente significativas al comparar la refracción subjetiva y la virtual y la refracción subjetiva y la guiada por métrica. También resulta estadísticamente significativa la diferencia de puntuación entre la refracción virtual y los dos métodos objetivos.

5.4 Comparación de imágenes retinianas para diferentes casos

En la Figura 17 se muestran, a modo ilustrativo, las imágenes retinianas calculadas con el simulador para una línea de letras de AV decimal de 1 cuando en el foróptero virtual del simulador (Figura 9) se introducen las lentes correspondientes a cada una de las refracciones encontradas (refracción subjetiva, refracción virtual, refracción guiada por métrica y refracción objetiva a partir de los coeficientes de Zernike). Cada caso se acompaña del valor de AV decimal obtenido por el sujeto cuando porta esa refracción en la prueba de aceptación de prescripciones (AV real) y del valor de VSOTF calculado. La refracción señalada con un * es la refracción preferida por el sujeto en la prueba de aceptación de prescripciones. Además, se muestra el diámetro pupilar del sujeto y el valor de RMS de aberración de alto orden ($n > 2$) (RMS_{HOA}) para un tamaño de pupila de 4mm de diámetro. El valor de RMS_{HOA} se calcula directamente a partir de los coeficientes de Zernike (escalados para 4mm de diámetro) mediante la ecuación 28:

$$RMS_{HOA} = \sqrt{\sum_{n>2} C_n^m} \quad (28)$$

En el caso del ojo número 30 el valor de RMS_{HOA} es el más alto de todos los ojos examinados a lo largo de este trabajo. Como resultado de dicho perfil aberrométrico, en las cuatro imágenes se logra distinguir la línea de letras de AV=1 a pesar de los valores diferentes de refracción obtenidos por los cuatro métodos. La refracción preferida en este

caso fue la guiada por métrica (con una AV_{real} de 1) y es más negativa que la subjetiva y la virtual. Con la refracción objetiva a partir de los coeficientes de Zernike el resultado es 1D más negativo en esfera con 0.5D de cilindro más, aunque la AV_{real} es similar a la correspondiente a la refracción guiada por métrica. Los valores de métrica VSOTF son similares en los cuatro casos, aunque el valor mayor de métrica visual se corresponde con la refracción preferida por el sujeto. La estabilidad de la AV y la métrica puede ser debida a la presencia de aberraciones de alto orden en el perfil aberrométrico, en particular, a la aberración esférica [Kollbaum 2020].

El caso del ojo número 7 es el de un ojo con hipermetropía elevada, y se ve cómo la peor imagen calculada es la correspondiente a la refracción subjetiva, aunque esta misma refracción es la que prefiere el sujeto cuando se realiza la prueba de aceptación de las diferentes refracciones. Las refracciones virtual, guiada por métrica y objetiva son más positivas que el subjetivo. En el caso de una refracción con un valor de esfera alto como es este caso, ha podido influir la distancia al vértice conseguida en el foróptero en la refracción subjetiva en comparación con la utilizada para el cálculo del resto de refracciones. También puede ser que en el subjetivo la refracción sea más negativa porque no se consiguió controlar bien la acomodación del sujeto ya que la AV_{real} conseguida con refracciones de hasta 1D más positivas sólo es una línea de AV menor que la obtenida en el subjetivo. El menor valor de métrica visual se obtiene para la refracción subjetiva, para el resto de refracciones el valor de métrica aumenta considerablemente.

El caso del ojo 14 es un caso con astigmatismo alto. Se ve que, pese a la variación de hasta 1.25D de cilindro de diferencia entre las distintas refracciones, se leen las letras de la línea de $AV=1$, lo que es coherente con la AV_{real} obtenida con cada refracción por el sujeto. En este caso la refracción preferida es la guiada por métrica, 0.25D más negativa que el subjetivo y con 0.75D menos de cilindro.






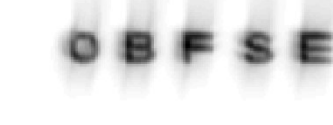
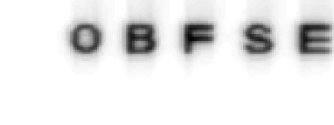
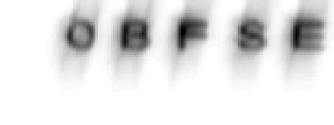
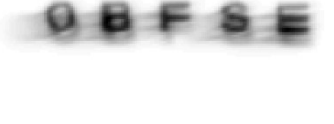



El caso del ojo número 11 es el de una esfera media-alta con un astigmatismo en contra de la regla. En este caso, la refracción guiada por métrica es más negativa que el resto, y el cilindro es menor, lo que puede explicar que, pese a su diferencia con el resto de refracciones, la AV_{real} alcanzada por el sujeto con esa refracción sea buena, ya que el sujeto puede activar la acomodación para llevar el círculo de mínima confusión a la retina. En la figura se puede ver la doble imagen generada por el cilindro que queda sin compensar.

El ojo número 21 es el ojo con la menor aberración de alto orden de todos los ojos examinados. Se aprecia en las imágenes la ausencia de halos, presentes en las imágenes

retinianas de los ojos anteriores que tenían mayor aberración de alto orden. La calidad de las imágenes concuerda con la AV_{real} alcanzada por el sujeto con cada una de las refracciones.

El ojo número 59 es un ojo con baja aberración de alto orden, pero un tamaño pupilar grande. Aunque la AV alcanzada por el sujeto con cada una de las refracciones es buena, las imágenes retinianas obtenidas son muy diferentes. En este caso la refracción preferida por el sujeto es la refracción virtual, que coincide con la mejor imagen retiniana.

En algunos de los casos presentados, el valor de métrica VSOTF conseguido en la refracción guiada por métrica no es mayor que el conseguido con otros métodos de refracción. Esto es debido a que el método de refracción guiada por métrica no busca la mejor métrica, sino que la utiliza como guía para realizar el proceso de refracción.

	SUB	VIRT	MET	OBJ
<p>Ojo n° 30</p> <p>$RMS_{HOA}=0.406\text{ }\mu\text{m}$</p> <p>$\phi=4.30\text{mm}$</p>	 <p>-0.25D -0.25Dx137°</p> <p>$AV_{\text{real}}=0.63$ $VSOTF=0.11$</p>	 <p>-0.25Dx137°</p> <p>$AV_{\text{real}}=0.63$ $VSOTF=0.09$</p>	 <p>-0.75D*</p> <p>$AV_{\text{real}}=1$ $VSOTF=0.15$</p>	 <p>-1.75D -0.50Dx36°</p> <p>$AV_{\text{real}}=1$ $VSOTF=0.13$</p>
<p>Ojo n° 7</p> <p>$RMS_{HOA}=0.269\text{ }\mu\text{m}$</p> <p>$\phi=3.49\text{mm}$</p>	 <p>6.50D -0.50Dx175°*</p> <p>$AV_{\text{real}}=1.25$ $VSOTF=0.11$</p>	 <p>7.50D -0.50Dx117°</p> <p>$AV_{\text{real}}=1$ $VSOTF=0.36$</p>	 <p>7.25D -0.25Dx151°</p> <p>$AV_{\text{real}}=1$ $VSOTF=0.46$</p>	 <p>7.75D -0.75Dx122°</p> <p>$AV_{\text{real}}=0.63$ $VSOTF=0.28$</p>
<p>Ojo n° 14</p> <p>$RMS_{HOA}=0.170\text{ }\mu\text{m}$</p> <p>$\phi=3.54\text{mm}$</p>	 <p>0.25D -3.25Dx180°</p> <p>$AV_{\text{real}}=1$ $VSOTF=0.31$</p>	 <p>-0.50D -2.00Dx5°</p> <p>$AV_{\text{real}}=1$ $VSOTF=0.32$</p>	 <p>-2.5Dx177°*</p> <p>$AV_{\text{real}}=1$ $VSOTF=0.30$</p>	 <p>0.25D -2.5Dx5°</p> <p>$AV_{\text{real}}=1$ $VSOTF=0.38$</p>





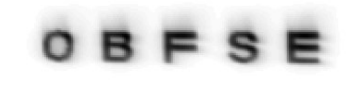
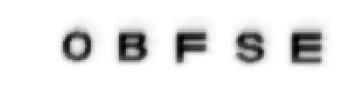
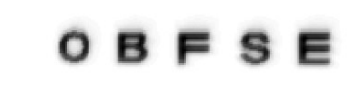
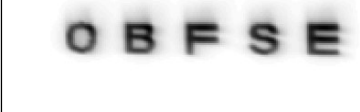

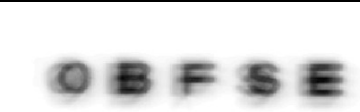


	SUB	VIRT	MET	OBJ
Ojo nº11 $RMS_{HOA}=0.148\ \mu m$ $\phi=5.23mm$	 -4.75D -0.75Dx90°* $AV_{real}=1.6$ $VSOTF=0.22$	 -4.50D -1.00Dx105° $AV_{real}=1.6$ $VSOTF=0.27$	 -5.50D -0.25Dx91° $AV_{real}=1.25$ $VSOTF=0.25$	 -4.50D -1.00Dx116° $AV_{real}=1$ $VSOTF=0.22$
Ojo nº21 $RMS_{HOA}=0.057\ \mu m$ $\phi=4.70mm$	 -1.00 $AV_{real}=1.6$ $VSOTF=0.22$	 -1.25D* $AV_{real}=1.6$ $VSOTF=0.27$	 -1.25D $AV_{real}=1.25$ $VSOTF=0.25$	 -1.00D $AV_{real}=1$ $VSOTF=0.22$
Ojo nº 59 $RMS_{HOA}=0.089\ \mu m$ $\phi=7.17mm$	 -3.50D -0.75Dx165° $AV_{real}=0.8$ $VSOTF=0.10$	 -4.00D -1.00Dx177°* $AV_{real}=1.25$ $VSOTF=0.28$	 -4.25D -1.00Dx18° $AV_{real}=1$ $VSOTF=0.19$	 -3.50D -1.25Dx168° $AV_{real}=1$ $VSOTF=0.20$

Figura 17: Imágenes retinianas para diferentes ojos calculadas con cada una de las cuatro refracciones utilizadas en este trabajo: Refracción subjetiva (SUB), refracción virtual (VIRT), refracción guiada por métrica (MET) y refracción objetiva a partir de los coeficientes de Zernike (OBJ). El valor de RMS_{HOA} está calculado para un diámetro pupilar de 4mm. Las letras mostradas corresponden a $AV=1$. La AV_{real} es la AV alcanzada por el sujeto con esa refracción en la prueba de aceptación de prescripciones. VSOTF es el valor de la métrica visual VSOTF calculada con esa refracción.

6. Conclusiones

En este trabajo se ha analizado la validez de tres métodos de refracción monocular basados en aberrometría, comparando los resultados obtenidos con la refracción subjetiva convencional, considerada como método gold-estándar. De los tres métodos estudiados, la refracción guiada por métrica y la refracción objetiva a partir de Zernike son métodos objetivos y la refracción virtual es un método subjetivo, aunque no tiene en cuenta la respuesta del sujeto, sino que es el propio optometrista el que valora las imágenes retinianas en cada paso de la refracción.

El método de refracción virtual es el único método de los tres estudiados que no presenta diferencias estadísticamente significativas con la refracción subjetiva en las tres componentes M, J_0 y J_{45} . El método de refracción guiada por métrica presenta diferencias estadísticamente y clínicamente significativas ($\geq 0.25D$) para la componente M, aunque no para J_0 y J_{45} . El método de cálculo de la refracción a partir de los coeficientes de Zernike, encuentra diferencias estadísticamente significativas y clínicamente significativas para la componente M y estadísticamente significativas para J_0 . Ambos métodos objetivos obtienen resultados más negativos para la componente M. Los LoA obtenidos son similares para los tres métodos estudiados (alrededor de $\pm 1D$ para la componente M y alrededor de $\pm 0.5D$ para J_0 y J_{45}), del orden de los LoA encontrados en la bibliografía para los autorrefractómetros, pero mayores que los encontrados en otros métodos alternativos de refracción subjetiva.

Al estudiar la aceptación de cada una de las prescripciones por parte de los sujetos, se encuentra que las refracciones más aceptadas son la guiada por métrica y la objetiva a partir de los coeficientes de Zernike, que obtienen mayor puntuación en media que la refracción virtual e incluso que la refracción subjetiva, probablemente debido al empleo de la acomodación. Aunque las AV medias obtenidas con cada método se diferencian sólo en una línea de AV y la media de las diferencias de puntuación entre métodos de refracción son menores de 1 punto, la desviación estándar encontrada al comparar las diferencias de puntuación entre métodos es alta.

Los resultados de aceptación de prescripciones indican que, pese a que las diferencias entre la refracción virtual y la subjetiva no son estadísticamente significativas, la refracción virtual no puede sustituir a la refracción subjetiva en la prescripción monocular.

El estudio presentado en este trabajo se podría completar en un futuro teniendo en cuenta la dispersión cromática, tanto en la simulación de imágenes retinianas en la refracción virtual como en la elección de la métrica a utilizar en la refracción guiada por métrica. Además, podría resultar de interés realizar el estudio en grupos de población específicos, por ejemplo, con astigmatismo alto o con mayor cantidad de aberraciones de alto orden.

7. Bibliografía

[Applegate 1993] R. A. Applegate, V. Lakshminarayanan, “Parametric representation of Styles-Crawford functions: normal variation of peak location and directionality”, *J. Opt. Soc. Am. A* 10, 1611-1623 (1993).

[Borish 2006] W. J. Benjamin, “Borish’s Clinical refraction”, Oxford: Butterworth-Heinemann (2006).

[Bradley 2014] A. Bradley, R. Xu, L. Thibos, G. Marin, M. Hernández, “Influence of spherical aberration, stimulus spatial frequency and pupil apodisation on subjective refractions”, *Ophthalmic Physiol. Opt.* 34, 309–320 (2014).

[Bullimore 1998] M. Bullimore, R. Fusaro, C. Adams, “The repeatability of automated nad clinical refraction”, *Optom. Vis. Sci.* 75, 617-622 (1998).

[Cade 2011] F. Cade, A. Cruzat, E. I. Paschalis, L. E. Santo, R. Pineda, “Analysis of four aberrometers for evaluating lower and higher order aberrations”, *Plos One* 8, e54990 (2013).

[Charman 1978] Charman WN, Jennings JA, Whitefoot H., “The refraction of the eye in the relation to spherical aberration and pupil size”, *Br. J. Physiol. Opt.* 32, 78–93 (1978).

[Cheng 2004] X. Cheng, A. Bradley, L. N. Thibos, “Predicting subjective judgment of best focus with objective image quality metrics”, *J. Vis.* 23, 310-321 (2004).

[Cleary 2009] G. Cleary, D. J. Spalton, P. M. Patel, P. F. Lin, J. Marshall, “Diagnostic accuracy and variability of autorefractometry by the Tracey Visual Function Analyzer and the Shin-Nippon NVision-K 5001 in relation to subjective refraction”, *Ophthalm. Physiol. Opt.* 29, 173–181 (2009).

[Collins 2002] M. J. Collins, A. Shaw, E. Menkens, B. Davis, R. Frankli, “The effect of pupil size on subjective refraction with irregular cornea”, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 43 (2002).

[Cooper 2011] J. Cooper, K. Citek, J. M. Feldman, “Comparison of refractive error measurements in adults with Z-View aberrometer, Humphrey autorrefractor and subjective refraction” *Optometry* 82, 231-240 (2011).

[Dai 2006] G. dai, “Scaling Zernike expansion coefficients to smaller pupil sizes: a simpler formula”, *J. Opt. Soc. Am. A* 23, 539-543 (2006).

- [Dave 2004] T. Dave, Y. Fukuma, “Clinical evaluation of the Topcon B-1000 automated subjective refraction system”, *Optom. Vis. Sci.* 81, 323-333 (2004).
- [Emsley 1952] H. Emsley, “Visual Optics”, Hatton Press, London, 5th edición (1952).
- [Fernández 2002] E. J. Fernández, S. Manzanera, P. Piers, P. Artal, “Adaptative optics visual simulator”, *Journal of Refractive Surgery* 18, S634-S638 (2002).
- [Freeman 1955] H. Freeman, F.A.B. Hodd, “Comparative analysis of retinoscopy and subjective refraction”, *Br. J. Physiol. Opt.* 12, 8-36 (1955).
- [French 1974] C. N. French, J. A. M. Jennings, “Error in subjective refraction-an exploratory study”, *Ophthalmic Optician* 14, 797-798 (1974).
- [Furlan 2000] W. D Furlan, L. Muñoz-Escrivá, M. Kowalczyk, “Jackson cross cylinder-simple formulation of its optical principles”, *Optica Applicata* 30, 421-429 (2000).
- [Furlan 2009] W. Furlan, J. García Monreal, L. Muñoz Escrivá, “Fundamentos de Optometría: Refracción ocular”, Publicaciones Universidad de Valencia, p.80 (2009).
- [Gajwani 2006] P. Gajwani, L. I. Mudie, D. Zhao, C. Ogega, E. Johnson, D. S. Friedman, “Comparison of refractive error measurements in adults obtained by autorefraction and subjective refraction”, *Investigative ophthalmology and visual science* 57, 3978 (2016).
- [Goodman 1968] J. W. Goodman, “Introduction to Fourier Optics” McGraw-Hill Book Co, New York (1968).
- [Goss 1996] D. A. Goss, T. Grosvenor, “Reliability of refraction-a literature review”, *Journal of the American Optometric Association* 67, 619-630 (1996).
- [Grein 2014] H. J. Grein, O. Schmidt, A. Ritsche, “Reproducibility of subjective refraction measurement”, *Ophtalmologe* 111, 1057-1064 (2014).
- [Guirao 2003] A. Guirao, D. R. Williams, “A method to predict refractive errors form wave aberration data”, *Optm. Vis. Sci.* 80, 36-42 (2003).
- [Hervella 2018] L. Hervella, E. A. Villegas, P. M. Prieto, P. Artal, “Assessment of subjective refraction with a clinical adaptive optics visual simulator”, *J. Cataract Refract. Surg* 45, 87-93 (2018).
- [Hirsch 1956] M. J. Hirsch, “The variability of retinoscopic measurements when applied to large groups of children under visual screening conditions”, *Am. J. Optom. Arch. Am. Optom.* 33, 410-416 (1956).

- [Hyams 1971] L. Hyams, A. Safir, J. Philpot, “Studies in refraction II. Bias and accuracy of retinoscopy”, *Ach Ophthalmic* 85, 33-41 (1971).
- [Kaufman 1980] J. H. Kaufman, “Subjective refraction: fogging and use of the astigmatic dial”. *Refraction and clinical optics*. Maryland: Harper & Row, 187-91 (1980).
- [Kollbaum 2020] P. S. Kollbaum, A. Bradley, “Correction of presbyopia: old problems with old (and new) solutions”, *Clin. Exp. Optom.* 103, 21–30 (2020).
- [Koomen 1951] Koomen M, Scolnik R, Tousey R., “A study of night myopia”, *J. Opt. Soc. Am.* 41, 80–90 (1951).
- [Kratz 1977] L. D. Kratz, M. C. Flom, “The Humphrey Vision Analyzer: reliability and validity of refractive error measurements”*Am. J. Optom. Physiol. Opt.* 54, 653-659 (1977).
- [Leinonen 2006] J. Leinonen, E. Laakkonen, L. Laatikainen, “Repeatability (test-retest variability) of refractive error measurement in clinical settings”, *Acta Ophthalmol. Scand.* 84, 532-536 (2006).
- [León 2011] A. León, J. M. Estrada, J. M. Giraldo, L. A. Giraldo, “Concordance between two subjective techniques used to determine refraction in young adults”, *Cien. Tecnol. Salud Vis. Ocul.* 9, 23-34 (2001).
- [Leube 2018] A. Leube, A. Ohlendorf, S. Wahl, “Global shape integration optotypes for the clinical assessment of visual acuity and subjective refraction”, *Annual Meeting of the Association for Research in Vision and Ophtalmology* (2018).
- [López-Gil 2012] N. López-Gil; S. C. Peixoto-de-Matos; L. N. Thibos; J. M. González-Méijome, “Shedding light on night myopia” *Journal of Vision* 12, 1-9 (2012).
- [Mackenzie 2008] G. E. Mackenzie, “Reproducibility of spherocylindrical prescriptions” *Ophthalmic Physiol. Opt.* 28, 143-150 (2008).
- [Mallen 2001] E. A. H. Mallen, J. S. Wolffsohn, B. Gilmartin, S. Tsujimura, “Clinical evaluation of the Shin-Nippon SRW5000 autorefractor in adults”, *Ophthal. Physiol. Opt.* 21, 101-107 (2001).
- [Mannos 1974] J. Mannos, D. Sakrison, “The effects of a visual fidelity criterion of the encoding of images”, *IEEE Trans. Inf. Theory* 20, 525-536 (1974).

- [Millodot 1978] M. Millodot, D. O’Leary, “The discrepancy between retinoscopic and subjective measurements: effects of age”, *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* 55, 309-316 (1978).
- [Otero 2019] C. Otero, M. Aldaba, J. Pujol, “Clinical evaluation of an automated subjective refraction method implemented in a computer-controlled motorized phoropter”, *Journal of Optometry* 12, 74-83 (2019).
- [Pascal 1950] J. I. Pascal, “Cross-cylinder tests; meridional balance technique”, *Opt. J. Rev. Optom.* 87, 31-33 (1950).
- [Perches 2016a] S. Perches, M. V. Collados, J. Ares, “Retinal Image simulation of subjective refraction techniques”, *Plos One* 11, e0150204 (2016).
- [Perches 2016b] S. Perches, M. V. Collados, J. Ares, “Repeatability and reproducibility of virtual subjective refraction”, *Optom. Vis. Sci.* 93, 1243–1253 (2016).
- [Perrigin 1982] J. Perrigin, D. Perrigin, T. Grosvenor, “A comparison of clinical refractive data obtained by three examiners” *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* 59, 515-9 (1982).
- [Pértegas 2003] S. Pértegas, S. Pita, “Cálculo del poder estadístico de un estudio”, *Metodología de investigación*, Fistera, Elsevier.
<https://www.fistera.com/formacion/metodologia-investigacion/>
- [Pesudovs 2007] K. Pesudovs, K. E. Parker, H. Cheng, R. A. Applegate, “The precision of wavefront refraction compared to subjective refraction and autorefraction” *Optom. Vis. Sci.* 84, 387-392 (2007).
- [Pujol 2017] J. Pujol, J. C. Ondategui-Parra, L. Badiella, C. Otero, M. Vilaseca, M. Aldaba, “Spherical subjective refraction with a novel 3D virtual reality based system”, *Journal of Optometry* 10, 43-51 (2017).
- [Rosenfield 1995] M. Rosenfield, N. N. Chiu, “Repeatability of subjective and objective refraction”, *Optom. Vis. Sci.* 72, 577-579 (1995).
- [Safir 1970] A. Safir, L. Hyams, J. Philpot, L. S. Jagerman, “Studies in refraction.I. The precision of retinoscopy”, *Arch. Ophthalmol.* 84, 49-61 (1970).

- [Segura 2015] F. segura, A. Sánchez-Cano, C. López de la Fuente, L. Fuentes-Broto, I. Pinilla, “Evaluation of patient visual comfort and repeatability of refractive values in non-presbiopic healthy eyes”, *Int. J. Ophthalmol.* 8, 1031-1036 (2015).
- [Shack 1971] R. V. Shack, B. C. Platt, “Production and use of a lenticular Hartmann screen”, *J. Opt. Soc. Am.* 20, 656–660 (1971).
- [Sheppard 2010] A. L. Sheppard, L. N. Davies, “Clinical evaluation of the Grand Seiko Auto Ref/Keratometer WAM-5500”, *Ophthal. Physiol. Opt.* 30, 143–151 (2010).
- [Sloane 1954] A. E. ASloane, E. B. Dunphy, W. V. Emmons, J. R. Gallagher, “A comparison of refraction results on the same individuals” *Am. J. Ophtalmol.* 37, 696-699 (1954).
- [Teel 2014] D. W. F. Teel, R. J. Jacobs, J. Copland, D. R. Neal, L. N. Thibos, “Diferences between wavefront and subjective refraction for infrared light”, *Optom. Vis. Sci.* 91, 1158-1166 (2014).
- [Thibos 1997] L.N. Thibos, W. Wheeler, D. Horner, “Power vectors: an application of Fourier analysis to the description and statistical analysis of refractive error”, *Optm. Vis. Sci.* 74, 367-375 (1997).
- [Thibos 2002] L.N Thibos, R.A Applegate, J. T. Schwiegerling, R. Webb, “Standars for reporting the optical aberrations of the eyes” *J. Refract. Surg.* 18, S652-S660 (2002).
- [Thibos 2004] L. N. Thibos, X. Hong, A. Bradley, R. A. Applegate, “Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations” *J. Vis* 23, 329-351 (2004).
- [Visser 2010] N. Visser, T. T. J. M. Berendschot, F. Verbakel, A. N. Tan, J. de Brabander, R. M. M. A. Nuijts, “Evaluation of the comparability and repeatability of four wavefront aberrometers”, *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 52, 1302-1311 (2011).
- [Watson 2008] A. B. Watson, A. J. Ahumada Jr., “Predicting visual acuity from wavefront aberrations”, *Journal of Vision* 8, 1-17 (2008).
- [Wosik 2019] J. Wosik, M. Patrzykont, J. Pniewski, “Comparison of refractive error measurements by three different models of autorefractors and subjective refraction in young adults”, *J. Opt. Soc. Am. A-Optics image science and vision* 36, B1-B6 (2019).

[Xu 2018] Z. Xu, Y. Hua, W. Qiu, G. Li, Q. Wu, “Precision and agreement of higher order aberrations measured with ray tracing and Hartmann-Shack aberrometers”, *BMC Ophthalmology* 18, (2018).

[Zadnik 1992] K. Zadnik, D. O. Mutti, A. J. Adams, “The repeatability of measurements of the ocular components”, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 33, 2325-2333 (1992).



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

**VALIDITY OF VIRTUAL SUBJECTIVE REFRACTION BASED
ON ABERROMETRY DATA****SUMMARY**

Introduction. Refraction process quantify the refractive error of an ametropic eye, providing the spherocylindrical lens that optimize the visual quality of the subject. Conventional subjective refraction is considered as the gold-standard method, so its results are used to validate any other refraction method.

In clinical practice, objective refraction methods are used, such as retinoscopy and autorefractors. The agreement between retinoscopy and subjective refraction depends on age, finding results more myopic (0.30D-0.4D) in retinoscopy than in the subjective refraction for young adults [Millodot 1978]. Regarding the autorefractometers, the agreement with subjective refraction depends on the autorefractometer model and the study conditions, although differences in spherical equivalent greater than 0.125D can be found [Wosik 2019, Cooper 2011]. Retinoscopy and autorefraction results can not be used as a substitute for conventional refraction, but they show high repeatability and reproducibility, so they are useful for identifying changes in refractive error.

Due to the presence of high order aberrations, some subjects can not achieve good visual quality with a spherocylindrical lens, although they do not present any pathology or perception problems. Currently, there are not commercial optical elements to correct these high order aberrations but a spherocylindrical lens can be calculated taking into account their value [Thibos 2004]. This calculation provides an objective refraction and presents good agreement with conventional subjective refraction.

In recent years, alternative methods of subjective refraction have also been developed [Dave 2004, Pujol 2017, Otero 2019, Hervella 2018]. Some of them try to minimize the subject-optometrist interaction, reducing the importance of the optometrist's role during refraction process. Perches et al. [Perches 2016b] developed a subjective refraction simulator in Matlab that calculates the retinal image from an object at each step of subjective refraction process starting from aberrometry data. This simulator does not require the subject perception, as the optometrist does the virtual subjective refraction process (in a similar way to conventional subjective refraction), assessing the quality of the retinal images. Thus, virtual refraction is a subjective refraction method. If the quality of the retinal images is not assessed by an optometrist, but it is objectively evaluated through the calculation of a visual metric, the refraction method would be an objective one.

Purpose. To validate three different methods of monocular refraction based on aberrometry data (virtual refraction, metric-guided refraction and objective refraction calculated from Zernike coefficients), comparing the results obtained with each method with conventional subjective refraction results, and studying the acceptance of each refraction by the subjects.

Methods. Thirty-four subjects (sixty-seven eyes) are used in the study, so a statistical power of 95% is assured with a significance level of 0.05. Eyes with corneal opacities, cataracts or undergoing

refraction surgery, and those with a VA less than 0.8 with their usual correction are excluded from the study.

Each eye is measured three times with an i-Trace aberrometer. Pupil size is measured and a standard protocol of conventional monocular subjective refraction is performed following the maximum positive maximum visual acuity criterion (MPMVA) (starting from a myopic state, add spherical negative lens in steps of -0.25D up to AV=0.32, correct the astigmatism with clock dial test, add -0.25D lenses up to AV=0.63, perform Jackson cross-cylinder test (JCC) to refine cylinder axis and power, and add -0.25D lenses up to the MPMVA).

With the mean aberrometry data calculated for each eye, the virtual refraction process is performed with the simulator developed in Matlab. The protocol is the same as in the conventional subjective refraction but without subject answers, as is the optometrist who evaluate the retinal images calculated.

An algorithm to perform a metric-guided refraction is programmed. Starting from aberrometry data, this algorithm finds the spherical and cylindrical components of refraction that maximize the value of a certain visual metric, in this case, Visual Strehl OTF (VSOTF). Orientation and power of cylindrical component are calculated using the metric-guided JCC test. During the process, neither the collaboration of the subject nor the optometrist are necessary.

Besides, the objective refraction of each eye is calculated with low and high order Zernike coefficients values obtained in aberrometry measurements, which are directly related to components M, J_0 y J_{45} .

Refraction components, M, J_0 y J_{45} , obtained with each of the three refraction methods are compared with the components obtained with the conventional subjective refraction by means of Bland Altman analysis and the differences between methods are statistically analysed. It is verified that the 67 eyes can be considered as an independent sample. To evaluate if distributions of differences

between two methods are normal distributions, Kolmogorov Smirnov test is used. If the distribution of differences is normal, it is analysed with t-student test. If not, paired sample Wilcoxon non-parametric test is used. In both cases, null hypothesis used is that the mean of differences (in t-student test) or the differences between the distributions of the component obtained by each of the two methods that are compared (in Wilcoxon test) is zero.

Finally, the subjects' acceptance of refractions is studied. VA reached by each eye with each of the four refractions is measured. Each subject has to choose its preferred refraction and score the refractions from 1 to 5. Score differences obtained between different methods are statistically analysed.

Results. Bland Altman analysis shows a mean difference in M component less than 0.125D when virtual refraction and conventional subjective refraction are compared. This difference is greater ($\geq 0.25D$) when comparing the refraction guided by metric and the objective refraction with the conventional refraction. In all cases the mean of differences is a positive value, so the conventional subjective refraction is more positive than the refraction obtained by any other method. The mean of differences found in J_0 and J_{45} components is less than 0.125D in all cases, although the highest value is obtained in J_0 component when objective refraction calculated from Zernike coefficients is compared with conventional subjective refraction.

These results agree with the results obtained by the statistical analysis. Statistically significant differences are found in M component when the two objective methods are compared with subjective refraction. Also, statistically significant differences are found in J_0 component obtained with objective refraction based in Zernike coefficients. Levels of agreement (95% LoA) are similar in all three methods, around $\pm 1D$ for M component and around $\pm 0.5D$ for J_0 y J_{45} components. Similar LoA results are found in the case of autorefraction in component M but, in components J_0 y J_{45} , autorefraction present lower LoA (between 0.125D and 0.25D lower

than the values found in this work) [Gajwani 2006, Cooper 2011, Wosik 2019]. If the LoA are compared with the LoA found in validation process of other alternative subjective refraction methods, similar results in M component are found by Pujol et al. [Pujol 2017], but the LoA corresponding to other subjective methods [Dave 2004, Hervella 2018, Otero 2019] are less than the values obtained in this work for all three refraction methods.

There are several factors that can affect the differences found between the three refraction methods and conventional subjective refraction. One of them is the chromatic dispersion, which is not considered to calculate metric, retinal images or refraction based on Zernike coefficients, but is present in subjective refraction, providing deep of focus. On the other hand, the MPMVA criterion is used in conventional subjective refraction and in virtual refraction, but it is not used in the case of objective refractions, so the refraction guided by metric and the objective refraction calculated from Zernike coefficients can provide more myopic results. The object distance (which is infinite in the three methods studied but 5m in the case of subjective refraction) and the vertex distance (which is difficult to maintain in the phoropter during the subjective refraction due to the relative movements between the subject and the phoropter) are other factors that can influence the results.

Regarding the analysis of acceptance by the subjects of each refraction, the preferred correction is the metric-guided refraction, followed by the objective refraction calculated from Zernike coefficients, both of them with higher scores than conventional subjective refraction and virtual refraction. This result can be related to the fact that the two objective refractions are on average more negative than conventional subjective refraction. Although mean VA values obtained with the four refraction methods only differ in one VA line, score differences are statistically significant when subjective refraction is compared with virtual refraction and metric-guided refraction. Also, statistically significant differences can be found

between virtual refraction and the objective refraction calculated from Zernike coefficients.

Conclusions. Virtual refraction is the only method that does not present statistically significant differences in any component when its results are compared with conventional subjective refraction. The spherical equivalent obtained with the two objective methods is more negative than the one obtained with conventional subjective refraction. Virtual refraction results are the worst valued on average by the subjects, with score below that obtained by the two objective methods.

[Cooper 2011] J. Cooper, K. Citek, J. M. Feldman, "Comparison of refractive error measurements in adults with Z-View aberrometer, Humphrey autorrefractor and subjective refraction" *Optometry* 82, 231-240 (2011).

[Dave 2004] T. Dave, Y. Fukuma, "Clinical evaluation of the Topcon B-1000 automated subjective refraction system", *Optom. Vis. Sci.* 81, 323-333 (2004).

[Gajwani 2006] P. Gajwani, L. I. Mudie, D. Zhao, C. Ogega, E. Johnson, D. S. Friedman, "Comparison of refractive error measurements in adults obtained by autorefraction and subjective refraction", *Investigative ophthalmology and visual science* 57, 3978 (2016).

[Hervella 2018] L. Hervella, E. A. Villegas, P. M. Prieto, P. Artal, "Assessment of subjective refraction with a clinical adaptive optics visual simulator", *J. Cataract Refract. Surg* 45, 87-93 (2018).

[Millodot 1978] M. Millodot, D. O'Leary, "The discrepancy between retinoscopic and subjective measurements: effects of age", *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* 55, 309-316 (1978).

[Otero 2019] C. Otero, M. Aldaba, J. Pujol, "Clinical evaluation of an automated subjective refraction method implemented in a computer-controlled motorized phoropter", *Journal of Optometry* 12, 74-83 (2019).



[Perches 2016b] S. perches, M. V. Collados, J. Ares, "Repeatability and reproducibility of virtual subjective refraction", *Optom. Vis. Sci.* 93, 1243-1253 (2016).

[Pujol 2017] J. Pujol, J. C. Ondategui-Parra, L. Badiella, C. Otero, M. Vilaseca, M. Aldaba, "Spherical subjective refraction with a novel 3D virtual reality based system", *Journal of Optometry* 10, 43-51 (2017).

[Thibos 2004] L. N. Thibos, X. Hong, A. Bradley, R. A. Applegate, "Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations" *J. Vis* 23, 329-351 (2004).

[Wosik 2019] J. Wosik, M. Patrzykont, J. Pniewski, "Comparison of refractive error measurements by three different models of autorefractors and subjective refraction in young adults", *J. Opt. Soc. Am. A-Optics image science and vision* 36, B1-B6 (2019).